



Versaci, Leonardo

Sincronización sensomotora en finger tapping : atención, fuerza y procesamiento temporal



Esta obra está bajo una Licencia Creative Commons Argentina.
Atribución - No Comercial - Sin Obra Derivada 2.5
<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/2.5/ar/>

Documento descargado de RIDAA-UNQ Repositorio Institucional Digital de Acceso Abierto de la Universidad Nacional de Quilmes de la Universidad Nacional de Quilmes

Cita recomendada:

Versaci, L. (2022). *Sincronización sensomotora en finger tapping: atención, fuerza y procesamiento temporal*. (Tesis de posgrado). Bernal, Argentina. Universidad Nacional de Quilmes. Disponible en RIDAA-UNQ Repositorio Institucional Digital de Acceso Abierto de la Universidad Nacional de Quilmes <http://ridaa.unq.edu.ar/handle/20.500.11807/3579>

Puede encontrar éste y otros documentos en: <https://ridaa.unq.edu.ar>

Sincronización sensomotora en finger tapping: atención, fuerza y procesamiento temporal

TESIS DOCTORAL

Leonardo Versaci

leonardo.versaci@unq.edu.ar

Resumen

Esta tesis está dedicada al estudio de la sincronización sensomotora en una tarea de *finger tapping*. La sincronización sensomotora es la habilidad casi específicamente humana de sincronizar acciones motoras con estímulos externos periódicos, como cuando golpeteamos el dedo al pulso de la música o bailamos. En este trabajo, principalmente estudiamos dos aspectos: la influencia de la atención sobre la sincronización sensomotora y la relación entre la fuerza de tapeo y el procesamiento temporal en la tarea. A diferencia de trabajos anteriores que estudiaron la atención con un diseño experimental de doble tarea, en este trabajo proponemos un paradigma novedoso en el que la atención está orientada hacia el aspecto temporal, sin el empleo de doble tarea. Con esta idea condujimos un experimento en el que participaron 44 músicos a los que les registramos la asincronía (diferencia de tiempo entre estímulo y respuesta) y la fuerza de tapeo. Asimismo, registramos la carga mental y datos encefalográficos que utilizamos como correlatos del nivel de atención. Utilizamos secuencias de estímulos auditivos en las que incorporamos una perturbación de período y empleamos dos condiciones de feedback auditivo: sin/con feedback auditivo adicional de las respuestas. Los resultados principales muestran que la atención afecta la sincronización sensomotora en sus fases estacionaria y de resincronización. Específicamente, la atención orientada hacia el aspecto temporal mejora la exactitud en las asincronías y aumenta la eficiencia en la resincronización luego de una perturbación de período. Respecto a la fuerza, los datos sugieren que su coeficiente de variación es la variable relevante en relación al aspecto temporal de la tarea, en las condiciones sin feedback auditivo adicional. Adicionalmente, los resultados muestran consistencia con la presencia de tres mecanismos operando en un nivel preatencional: 1) un mecanismo de control de la fuerza de tapeo que puede entenderse haciendo uso de los modelos de predicción sensorial (*forward models*, en la literatura); 2) un proceso de integración

multisensorial actuando entre los diferentes canales sensoriales vinculados con la respuesta (tap) y condicionado por las características fisiológicas del efector (dedo); 3) un acople audio-motor que potencialmente posibilita la modulación de las acciones motoras a través de las características del sonido. Desde el punto de vista metodológico, proponemos una nueva variable que llamamos *eficiencia en la resincronización*, que consideramos más apropiada que las preexistentes para evaluar la fase de resincronización; y desarrollamos un método para desacoplar las componentes de los ERPs asociadas al estímulo de las asociadas a las respuestas, que en *finger tapping* se encuentran naturalmente superpuestas.

Palabras clave: finger tapping, sincronización sensoriomotora, fuerza de tapeo, procesamiento temporal, integración multisensorial, control motor, acople audio-motor, fisiología del efector, EEG.



UNIVERSIDAD NACIONAL DE QUILMES
Departamento de Ciencia y Tecnología

*Sincronización sensomotora en finger
tapping: atención, fuerza y procesamiento
temporal*

Trabajo de tesis para optar por el título de Doctor en Ciencia y
Tecnología por

Leonardo Versaci

Director: Rodrigo Laje

Consejera de estudios: Patricia Agostino

Lugar de trabajo: Laboratorio de Dinámica Sensomotora (LDSM),
UNQ

Carpintería, San Luis, Argentina, 2021

A mis padres. A Juliana. A Mushi.

Índice general

1. INTRODUCCIÓN	1
1.1. Sincronización sensoriomotora y procesamiento temporal	1
1.1.1. La capacidad de sincronizarse	1
1.1.2. La audición es un sentido privilegiado para la sincronización sensoriomotora	2
1.1.3. Finger tapping	2
1.2. Mecanismo de corrección de error	3
1.2.1. Asincronía	3
1.2.2. Perturbaciones	3
1.3. Atención en la sincronización sensoriomotora	4
1.4. Finger tapping como tarea multisensorial	5
1.5. Dinámica y fisiología del efector	5
1.5.1. La fuerza de tapeo	5
1.5.2. Fisiología del Efector	6
1.6. Electrofisiología en sincronización sensoriomotora	6
1.7. Nuestro trabajo	7
2. MÉTODOS	9
2.1. Sujetos y consideraciones éticas	9
2.2. Diseño experimental	9
2.3. Procedimiento	10
2.4. Registro de las variables comportamentales	11
2.4.1. Registro del tiempo de las respuestas	11
2.4.2. Medición de la fuerza	12
2.4.3. Control del experimento: interacción Matlab-Arduino	13
2.5. Procesamiento de las variables comportamentales	14
2.5.1. Definición de regiones	14
2.5.2. Definición de variables	14
2.5.3. Perfil de fuerza del tap	16

2.5.4. Otras consideraciones	16
2.6. Eficiencia en la resincronización	18
2.7. Datos de EEG	19
2.7.1. Registro de EEG	19
2.7.2. Procesamiento de la señal del EEG	20
2.7.3. Prueba estadística de permutaciones para los ERPs	21
2.8. Datos y códigos	21
3. ATENCIÓN ORIENTADA AL ASPECTO TEMPORAL	23
3.1. Introducción	23
3.1.1. Atención y finger tapping	23
3.1.2. Carga mental	24
3.1.3. Nuestro trabajo	25
3.2. Resultados	25
3.2.1. La atención mejora la exactitud	25
3.2.2. Aumentar la atención y agregar feedback auditivo tienen efectos contrarios en la resincronización	26
3.2.3. Una perturbación de período tiene un efecto distinto sobre la exactitud que una variación paramétrica del mismo tamaño	27
3.2.4. Respaldo electrofisiológico para el nivel de atención y reporte subjetivo de la carga mental	29
3.3. Discusión	30
3.3.1. La sincronización sensomotora es vulnerable a la atención orientada al aspecto temporal	30
3.3.2. Correlatos neurales de la atención en sincronización sensomotora	32
3.3.3. Sincronización sensomotora y feedback auditivo adicional	32
3.3.4. Comportamiento asimétrico en sincronización sensomotora	33
3.4. Conclusiones	34
4. EEG Y ALGORITMO TAPADJAR	35
4.1. Introducción	35
4.1.1. Algoritmo para remover la distorsión debida al solapamiento de los ERPs cercanos en el tiempo	35
4.1.2. Procedimiento	37
4.1.3. Justificación de las hipótesis	38
4.2. Resultados	40
4.3. Conclusiones	41
5. LA FUERZA Y SU VARIABILIDAD	43
5.1. Introducción	43

5.1.1.	La curva de Fuerza vs. Variabilidad de la fuerza	43
5.1.2.	Orígenes de la variabilidad de la fuerza	44
5.1.3.	Dependencia de la curva $SD(F)$ y F respecto a los factores feedback y atención	48
5.1.4.	Nuestro trabajo	48
5.2.	Resultados	49
5.2.1.	Las curvas $SD(F)$ vs. F muestran una relación lineal fuerte .	49
5.2.2.	El coeficiente de variación de la fuerza es inversamente pro- porcional a la fuerza	50
5.2.3.	La pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F depende del tipo de tarea	51
5.2.4.	No hay una correspondencia clara entre ordenada al origen y tipo de tarea	52
5.3.	Discusión	52
5.3.1.	La pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F depende del tipo de tarea	52
5.3.2.	Ordenada al origen distinta de cero	55
5.3.3.	La fuerza y su CV mantienen una relación inversa	55
5.3.4.	Independencia de la curva $SD(F)$ vs. F de los factores feed- back y atención	56
5.3.5.	Correlación a nivel poblacional	56
5.4.	Conclusiones	57
6.	LA FUERZA Y EL PROCESAMIENTO TEMPORAL	59
6.1.	Introducción	59
6.1.1.	Integración multisensorial y modelos de predicción sensorial: hacia un enfoque múltiple de la sincronización sensomotora . .	59
6.1.2.	Integración multisensorial en finger tapping	60
6.1.3.	Modelos de predicción sensorial	61
6.1.4.	Nuestro trabajo	63
6.2.	Resultados	64
6.2.1.	La fuerza de tapeo promedio es mayor en las condiciones SINF y no depende de la atención	64
6.2.2.	El CV de la fuerza es mayor en las condiciones con feedback y no depende de la atención	64
6.2.3.	Correlación positiva entre SD de las asincronías y CV de la fuerza solo en condiciones SINF	65
6.3.	Discusión	66

6.3.1.	Los modelos de predicción sensorial anticipan correctamente la variación de fuerza - Independencia respecto a la atención	66
6.3.2.	Los sujetos con menor <i>CV</i> de la fuerza son los más precisos en el aspecto temporal	67
6.3.3.	El peso de la señal táctil disminuye en las condiciones CONf	68
6.3.4.	La relación entre la fuerza y su <i>CV</i> tiene un origen fisiológico	69
6.3.5.	Los dos mecanismos que afectan el peso de la señal táctil	70
6.3.6.	La integración multisensorial ocurre en fase preatencional	71
6.3.7.	Predicciones para un futuro experimento	72
6.4.	Conclusiones	73
7.	ACOPLE AUDIO-MOTOR	75
7.1.	Introducción	75
7.1.1.	Acople audio-motor	75
7.1.2.	Nuestro trabajo	76
7.2.	Resultados	77
7.2.1.	La duración del tap disminuye con el agregado de feedback auditivo adicional y no depende de la atención	77
7.3.	Discusión	79
7.3.1.	Un sonido de corta duración induce una acción de corta duración.	79
7.3.2.	Predicciones para un futuro experimento	79
7.4.	Conclusiones	81
8.	DISCUSIÓN GENERAL Y CONCLUSIONES	83
8.1.	Los múltiples procesos que actúan en la sincronización sensomotora y su relación con la atención	83
8.2.	El problema de la orientación de la atención	84
8.3.	γ es una mejor medida de la resincronización	85
8.4.	El <i>CV</i> de la fuerza es la variable relevante en relación a la precisión en las asincronías	86
8.5.	Validación del algoritmo TapAdjar	87
8.6.	Conclusiones generales	87
	Agradecimientos	91
	Bibliografía	92

Capítulo 1

INTRODUCCIÓN

1.1. Sincronización sensomotora y procesamiento temporal

1.1.1. La capacidad de sincronizarse

La sincronización sensomotora se define como la sincronización rítmica de acciones motoras con una secuencia de estímulos. Este tipo de movimientos rítmicos se dan naturalmente en la interpretación musical o en la danza. La sincronización sensomotora no es simplemente una respuesta o una reacción ante el estímulo externo, sino que supone una predicción sobre el instante en el que el próximo estímulo va a ocurrir e implica la ejecución de una acción motora coincidente con ese instante. La coincidencia entre estímulo y respuesta requiere un procesamiento temporal respecto a la planificación y a la ejecución de las acciones motoras; a diferencia, por ejemplo, de una tarea de reacción, en la cual la acción motora recién comienza a ejecutarse luego de la presentación del estímulo. Al igual que en el habla, o en la ejecución de un instrumento musical, el control motor en sincronización sensomotora se da en un rango de tiempos de las centenas de milisegundos [79]; para secuencias de estímulos con períodos muy largos (mayores aproximadamente a 3s) la sincronización se rompe y las respuestas se vuelven reactivas [65].

Hasta hace pocos años se suponía que la sincronización sensomotora era una habilidad exclusivamente humana, pero recientemente se ha visto en el laboratorio que una cacatúa fue capaz de sincronizar sus movimientos al ritmo de una canción [73]. Otros trabajos posteriores sobre aves parecen confirmar este hallazgo [41]. Estos trabajos sostienen la hipótesis del aprendizaje vocal (*vocal learning*, en la literatura), que plantea que las especies que pueden sincronizar con estímulos auditivos son también aquellas que son capaces de aprender e imitar sonidos. Sin embargo, algunas investigaciones que aún se encuentran en curso están aportando evidencia de que

posiblemente otras especies no clasificadas como capaces de realizar aprendizaje vocal, como monos y ratas, también tendrían la capacidad de sincronizarse a ritmos musicales [7, 80].

1.1.2. La audición es un sentido privilegiado para la sincronización sensomotora

Por lo general, se acepta que la audición es un sentido más apto para la sincronización sensomotora que la visión. Se ha visto en el laboratorio que la sincronización a metrónomos auditivos es menos variable que a metrónomos visuales [43]. Esta observación tiene su correlato en el hecho cotidiano y natural de mover la cabeza o el pie frente a un ritmo musical, pero no parece espontáneo hacerlo ante a una luz titilante. Fisiológicamente, los sistemas auditivo y motor presentan conexiones a diversos niveles que facilitan el intercambio de información entre ellos y hacen posible, por ejemplo, la estimulación de acciones motoras a través de sonidos [113]. Esta idea ha encontrado una aplicación práctica en la rehabilitación de pacientes con ACV o Parkinson, a los que se los somete a una terapia basada en la sincronización con ritmos musicales, con resultados que muestran mayor eficiencia que las terapias que no emplean ritmos musicales [105]. En *finger tapping*, también existe evidencia de un acople especial entre los sistemas auditivo y motor [21]. En nuestro trabajo, estudiamos las consecuencias que este acople audio-motor podría tener sobre la tarea (capítulo 7).

1.1.3. Finger tapping

La forma más común de estudiar la sincronización sensomotora es a través de la tarea llamada *finger tapping*, que consiste en sincronizar los movimientos del dedo con un estímulo externo periódico, como cuando golpeteamos con el dedo, o cualquier otro efector como la mano o el pie, siguiendo el ritmo de la música (en nuestro trabajo, llamaremos *bips* a los estímulos auditivos y *taps* a los golpes del dedo). A pesar de su aparente sencillez, esta tarea permite estudiar funciones complejas del cerebro, como por ejemplo el procesamiento temporal [86], la integración multisensorial [60] y funciones cognitivas superiores como la atención [65, 111]. También demostró ser una tarea sensible para estudiar el control motor [27] y en su versión sin secuencia de estímulos (en la literatura, *self paced*) se ha usado como indicador de severidad de la enfermedad de Parkinson [38]. Al ser una tarea emparentada con la ejecución musical, se ha usado también para estudiar la percepción de la métrica [44], la expresividad en la interpretación [88] y la ejecución de ritmos de diferente complejidad [3]. Es fundamental observar que una tarea de *finger tapping* con sincronización no puede ser sostenida sin la presencia de un mecanismo de corrección

de error en permanente funcionamiento, de lo contrario la variabilidad inherente al sistema motor y las diferencias entre el período real de la secuencia de estímulos y el percibido se acumularían de un tap al siguiente, generando grandes discrepancias entre el estímulo y el tap [86].

1.2. Mecanismo de corrección de error

1.2.1. Asincronía

Una forma de estudiar el mecanismo por el cual el sujeto puede mantener la sincronía es a través de uno de los observables principales que emergen de la tarea: la asincronía o error de sincronización, medida en unidades de tiempo. La asincronía e_n correspondiente al estímulo n ésimo se define como la diferencia entre los tiempos de ocurrencia de la respuesta R_n y de su estímulo asociado S_n , $e_n = R_n - S_n$. En una tarea de finger tapping se observa normalmente que la asincronía promedio (MA , por las siglas en inglés de *mean asynchrony*) es negativa, esto quiere decir que en promedio el tap precede al estímulo. Los valores habituales de MA son de pocas decenas de milisegundos según la condición de tapeo [59]. Este adelantamiento de los taps frente a los estímulos es uno de los fenómenos más replicados en sincronización sensomotora; a pesar de ello, aún no existe un consenso sobre sus causas. Esto ciertamente es una desventaja, puesto que la falta de un marco teórico que describa el fenómeno dificulta su interpretación. Como contrapeso a esta desventaja, la asincronía media se muestra como una variable altamente sensible a manipulaciones experimentales, lo que permite investigar los factores de los cuales depende el mecanismo de corrección de error. Por ejemplo, Aschersleben y Prinz, observaron que el agregado de un tono a cada respuesta (*feedback* auditivo adicional) produce una disminución de la MA en valor absoluto (se acerca a cero) [6]. También se observa que la MA depende del intervalo inter estímulos (ISI, sigla de *interstimulus interval*, en inglés). En general se acepta que la MA se hace más negativa (aumenta en módulo) para períodos entre estímulos más grandes [52, 84].

1.2.2. Perturbaciones

El mecanismo de corrección de error también puede estudiarse introduciendo una perturbación temporal en la serie de estímulos. Una de las perturbaciones temporales más usadas consiste en introducir un cambio abrupto de período en la serie de estímulos (*step change*, usualmente en la literatura), o cambio abrupto de tempo, en términos musicales. La perturbación temporal introduce un error forzado en la asincronía que el sujeto intenta corregir hasta que habitualmente en unos pocos bips alcanza una nueva fase estacionaria, es decir, se sincroniza al nuevo período. Esta

nueva fase estacionaria posperturbación tiene sus propias características, distintas a las que tiene la fase estacionaria previa a la perturbación. Bavassi et al. reportan que hay un cambio en la asincronía media entre las fases estacionarias pre y posperturbación, pero este cambio va en el sentido opuesto al que cabría esperar si solo se tuviera en cuenta el efecto de un cambio paramétrico del intervalo inter estímulo [11].

Entre ambas fases estacionarias, pre y posperturbación, se encuentra la fase de resincronización. La resincronización es una fase transitoria que va desde el bip de la perturbación hasta el bip en el que el sujeto alcanza una nueva fase estacionaria. Si bien se han utilizado en la literatura diferentes medidas para estudiar la resincronización, ninguna contempla el cambio de la asincronía media que ocurre luego de la perturbación. En este trabajo proponemos una nueva cantidad para evaluar la fase de resincronización que tiene en cuenta el cambio de asincronía media posperturbación y que llamaremos *eficiencia en la resincronización* (sección 2.6).

1.3. Atención en la sincronización sensomotora

De acuerdo a la teoría de recursos múltiples en atención (*multiple resource theory of attention*; [17]), existen varias reservas de recursos atencionales, cada una de ellas apta para resolver una tarea especializada. Si a un sujeto se le imponen dos tareas simultáneas el desempeño en una de las tareas se ve afectado por la presencia de la segunda, solo si estas dos tareas comparten recursos atencionales. A su vez, la atención puede ser orientada hacia diferentes modalidades sensoriales u objetos en la memoria [77] y el desempeño en una tarea puede verse alterado dependiendo cuál sea el foco de la atención [118].

Trabajos anteriores plantean que la sincronización en una tarea de finger tapping es un proceso automático e independiente de la atención, al menos en su fase estacionaria y en un rango de períodos entre 450 y 1500 ms [65]. Los autores llegan a esta conclusión luego de observar que una tarea secundaria de recordar palabras no interfiere con el desempeño en una tarea de finger tapping. Sin embargo, de acuerdo a la teoría de recursos múltiples, esto no necesariamente implica que el finger tapping sea una tarea independiente de la atención, sino que no comparte recursos con una tarea de recordar palabras. Bien podría existir una tarea secundaria que sí comparta recursos con finger tapping y que por lo tanto interfiera con ella. Una de las preguntas principales que guía nuestro trabajo es justamente si el finger tapping es independiente de la atención. Para intentar responderla no utilizaremos un paradigma de doble tarea, como es usual, sino tendremos en cuenta que el finger tapping es una tarea que requiere el procesamiento del tiempo y sería esperable observar cambios en el desempeño de la tarea si la atención estuviera orientada hacia

el aspecto temporal (capítulo 3).

1.4. Finger tapping como tarea multisensorial

Cuando el dedo golpea contra una superficie rígida el sujeto obtiene información táctil y auditiva, esta última debido al sonido directo del golpe. A su vez, sus sistemas propioceptivo y visual le aportan información sobre la posición del dedo. También pueden existir fuentes de feedback artificiales, como en nuestro trabajo, en que utilizamos tonos auditivos (bips) cada vez que el dedo toca el sensor y que llamaremos *feedback* auditivo adicional. Estas fuentes de información se integran para conformar una única representación neural del tap, que el sujeto usa para controlar el aspecto temporal de la tarea [5]. Trabajos anteriores sugieren que el peso que cada canal sensorial obtiene en la integración depende de la condición de feedback auditivo [50]. En nuestro trabajo, profundizamos sobre esta observación e investigamos los mecanismos subyacentes (capítulo 6).

Por otro lado, la atención también podría influir en la integración multisensorial. Hay trabajos que reportan que la integración multisensorial se da en fase preatencional y que por lo tanto es independiente de la atención (ver, por ejemplo, [12]) y otros que reportan que la integración multisensorial se ve modificada por la atención (por ejemplo, [2]). En el presente trabajo nos preguntamos si la atención orientada al tiempo influye sobre la integración multisensorial y contribuimos a la cuestión aún no resuelta sobre si esta ocurre en una etapa pre o posatencional (capítulo 6).

1.5. Dinámica y fisiología del efector

1.5.1. La fuerza de tapeo

El registro de la fuerza de tapeo no es una práctica habitual en finger tapping, tal vez porque requiere un arreglo experimental técnicamente más complejo o quizás porque no se tiene en claro si la fuerza es una variable que debería medirse o controlarse. Como consecuencia, el aspecto de la tarea relacionado con la fuerza no está tan estudiado como el aspecto temporal de la tarea. Y en particular, no hay suficiente investigación sobre la relación entre fuerza y procesamiento temporal, es decir, de qué manera la fuerza de tapeo afecta el aspecto temporal de la tarea.

La fuerza de tapeo puede considerarse como una medida proporcional a la intensidad del feedback táctil [50]. A su vez, la fuerza de tapeo también es proporcional al feedback auditivo directo (sonido generado por el dedo al chocar con la superficie). Es decir, si aumenta la fuerza de tapeo también lo hace la intensidad del sonido generado. Sobre este punto es necesario aclarar que en la mayoría de los experimen-

tos los sujetos utilizan auriculares que disminuyen el sonido ambiente en un valor promedio que va de 25 a 30 dB [35]. Esta alteración de la intensidad del sonido ambiente normalmente no es tenida en cuenta como una variable que pueda afectar el desempeño en la tarea. Sin embargo, es evidente que uno de los canales sensoriales está considerablemente disminuido en su intensidad respecto a una condición sin auriculares y desde el punto de vista de los modelos de predicción sensorial (*forward models*, en la literatura) podría darse algún tipo de compensación para suplir el canal atenuado. En el capítulo 6 analizamos esta posibilidad.

1.5.2. Fisiología del Efector

La sincronización sensomotora requiere que una parte del cuerpo esté en movimiento, razón por la cual la fisiología del efector podría incidir sobre el aspecto temporal de la tarea. Por ejemplo, se observa que el tapping con el pie es menos exacto que el tapping con la mano [6]. Observaciones similares a esta han motivado la *hipótesis de la conducción nerviosa de Fraitse-Paillard*, que plantea que existen diferencias de tiempo en la conducción de la información sensorial según la distancia del efector al cerebro [34]. También, se ha sugerido que la mera contracción muscular genera variabilidad en la fuerza, independientemente del valor de la fuerza ejercida [46]. La presencia de una variabilidad constante en la fuerza, en este caso de origen fisiológico, podría tener como consecuencia que una fuerza chica fuera más difícil de distinguir respecto al ruido basal que una fuerza grande. Considerando la fuerza como una medida del feedback táctil (sección 1.5.1), podemos decir que la proporción señal-ruido del canal táctil se ve alterada según el valor de la fuerza de tapeo; lo cual según los modelos de integración sensorial podría tener repercusión sobre el aspecto temporal de la tarea (capítulo 6).

1.6. Electrofisiología en sincronización sensomotora

Para obtener un respaldo fisiológico del nivel de atención mediremos los potenciales evocados o ERPs (por las siglas de *event related potential*, normalmente usadas en la literatura) auditivos asociados al estímulo. En varios paradigmas, se encuentra que la atención modula las componentes tempranas de los ERPs asociados al estímulo [103, 1, 40, 29]. Pero en una tarea de finger tapping, no es tan sencillo aislar los ERPs asociados al estímulo auditivo, puesto que estos muestran remanentes de la actividad sensomotora debida a los taps. Por la propia naturaleza de la tarea, es de esperar que el EEG registre componentes asociadas al tap, debidas principalmente al movimiento del dedo y a la sensación táctil, y componentes asociadas al estímulo auditivo. Woldorff propone un método para separar las componentes asociadas

a ERPs adyacentes: el método AdJar [116]. El método fue originalmente diseñado para ser utilizado en un paradigma con estímulos auditivos dicóticos y con ISIs muy cortos, pero el método es muy general y puede ser adaptado para ser usado en otros paradigmas. En el presente trabajo, adaptamos el método de Woldorff a una tarea de finger tapping y lo aplicamos aquí con el objetivo de desacoplar las componentes asociadas al tap de las asociadas al estímulo auditivo (capítulo 4).

1.7. Nuestro trabajo

Podemos decir que esta tesis está impulsada por dos grandes motivaciones; refiriéndonos a una tarea de finger tapping estas son: el estudio del efecto de la atención sobre el procesamiento temporal (capítulos 3 y 4) y el estudio de la relación entre la fuerza de tapeo y el aspecto temporal de la tarea (capítulos 5, 6 y 7), ambos enfocados desde las perspectivas conceptual y metodológica. Para concretar estos estudios, llevamos adelante un experimento en el cual la atención orientada hacia el aspecto temporal fue uno de los factores controlados. Registramos la fuerza de tapeo y la asincronía. Para obtener un correlato medible sobre el nivel de atención, adicionalmente registramos la carga mental y datos electroencefalográficos.

Capítulo 2

MÉTODOS

En este capítulo describimos el diseño experimental de un único experimento en el que participaron 44 músicos. En los siguientes capítulos presentaremos diferentes porciones de los datos recopilados con el diseño experimental descrito aquí. En este capítulo también presentamos una lista de todas las variables y sus definiciones empleadas en nuestro trabajo.

2.1. Sujetos y consideraciones éticas

44 músicos diestros (mano derecha hábil) participaron en el experimento (11 mujeres). Se consideró músico a aquel que tuviera 3 años o más de práctica en algún instrumento musical; decidimos considerar solo músicos debido a que muestran menor variabilidad [85]. La edad promedio de los participantes fue de 27,5 años (rango 19-44) y la cantidad de años de práctica promedio en su instrumento fue de 5,3 años (rango 3-10). Los participantes fueron remunerados con 5 us\$ (150 pesos argentinos) y firmaron un consentimiento informado. Se registraron datos comportamentales de asincronía y de fuerza de tapeo de los 44 participantes; de 22 de ellos, además, se obtuvieron registros de EEG y reportes de carga mental. Nuestro protocolo experimental fue diseñado de acuerdo a los lineamientos nacionales e internacionales y fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de Quilmes.

2.2. Diseño experimental

Se manipularon tres factores: Atención, niveles NORMAL y ALTA, factor entre sujetos (*between-subjects factor*, en inglés); Feedback Auditivo Adicional, niveles SINF y CONF, factor intra sujetos (*within-subjects factor*, en inglés); y Signo de la Perturbation, niveles POS y NEG, factor intra sujetos. Con respecto al factor Atención, los sujetos fueron asignados a uno u otro nivel al azar. La razón de esta elección

es evitar efectos de una condición sobre otra y se basa en resultados preliminares donde encontramos que mezclar niveles de atención para un mismo sujeto hace que todos los datos del sujeto queden contaminados por el nivel de atención ALTA.

2.3. Procedimiento

Como consigna general, se les pidió a los participantes que siguieran con su dedo índice derecho el ritmo propuesto por el metrónomo golpeando sobre un sensor de fuerza resistivo, dejando las muñecas y antebrazos apoyados sobre la mesa. Se les pidió que miraran un punto fijo en la pantalla (cruz de fijación de vista) y que evitaran movimientos rítmicos de otras partes del cuerpo como cabeza o pies. Antes de comenzar el experimento los participantes tuvieron una etapa de práctica de 10 minutos de duración, aproximadamente. La diferencia entre condiciones de atención NORMAL y ALTA la logramos utilizando dos sensores de fuerza del siguiente modo. En la condición de atención NORMAL se les pidió a los sujetos que tapearan en uno solo de los sensores (el sensor de la izquierda, ver figura 2.1A). No se les dio ninguna indicación específica acerca de dónde deberían orientar su atención. En la condición de atención ALTA, se les pidió que comenzaran tapeando en el sensor de la izquierda y que cuando detectaran la perturbación (cambio en el período de la serie de estímulos) cambiaran inmediatamente al sensor de la derecha y continuaran tapeando allí hasta el final de la secuencia de estímulos.

Cada sujeto fue asignado al azar a la condición de atención ALTA o NORMAL. Para cada sujeto, el experimento consistió en 2 bloques (un bloque por cada condición de feedback auditivo adicional, ordenados al azar y contrabalanceado entre sujetos) con un descanso de 3 minutos entre bloques. En cada bloque los sujetos debieron completar 12 secuencias válidas (6 secuencias para cada valor de perturbación ± 60 ms, ordenadas al azar), con un descanso de 1 min luego de las primeras 6 secuencias válidas. Cada secuencia de estímulos consistió en una serie de 32 tonos auditivos; el ISI (intervalo inter estímulo) preperturbación fue de 600 ms y la perturbación consistió en un cambio de período (o cambio de tempo, en términos musicales) de ± 60 ms que ocurrió al azar entre los bips 11 y 15. Los bips de la secuencia de estímulos fueron tonos formados por una onda sinusoidal de 500 Hz de frecuencia, 50 ms de duración y 70 a 80 dB de intensidad sonora; los bips del feedback auditivo adicional fueron tonos formados por una onda sinusoidal de 1800 Hz de frecuencia, 50 ms de duración y 70 a 80 dB de intensidad sonora. La duración total del experimento incluyendo la etapa de práctica fue de 45 min a 1 hora.

Se definió una secuencia válida como aquella que cumple las siguientes condiciones: 1) ninguna de las asincronías es mayor en valor absoluto a 250 ms; 2) no falta ni sobra ninguna respuesta (es decir, no hay dos respuestas asociadas a un mismo

estímulo o un estímulo sin respuesta asociada); 3) la primera respuesta ocurre como máximo en el tercer bip; 4) solo para atención ALTA: el cambio de sensor debe producirse exactamente un bip después de la perturbación. Si se produce una secuencia inválida el participante recibe aviso sobre el tipo de error cometido y se agrega una secuencia de la misma condición al final del bloque.

Al finalizar el experimento, a los mismos 22 sujetos a los que se les midió el EEG también se les pidió que cuantificaran el esfuerzo mental empleado en la tarea. De acuerdo a la Teoría de la Carga Cognitiva (*Cognitive Load Theory*) [101], el nivel de automatismo con el que se realiza una tarea y la carga mental que impone son inversamente proporcionales. Para esto se usó una escala de Likert de 9 puntos que fue desde *esfuerzo mental muy, muy bajo* (1) hasta *esfuerzo mental muy, muy alto* (9) [72]. Cada sujeto reportó dos números, correspondientes a cada condición de feedback (SINf/CONF), que luego se promediaron para obtener un número correspondiente al nivel de atención en el que le tocó realizar la tarea.

2.4. Registro de las variables comportamentales

Como describimos más arriba, registramos dos grupos de sujetos:

- Año 2018 (22 sujetos; solo registro comportamental; auriculares cerrados).
- Año 2019 (22 sujetos; registro comportamental, EEG, y carga mental; auriculares de canal auditivo (*in-ear*)).

2.4.1. Registro del tiempo de las respuestas

El registro de las respuestas y el envío del estímulo y del feedback auditivo adicional fue hecho con un Arduino Mega 2560 conectado a dos sensores de fuerza (*force sensitive resistors*, FSR) separados entre sí una distancia de 0.5 cm, conectados a la PC#1 (los datos del EEG fueron registrados por la PC#2, ver figura 2.1A). Según el trabajo de Schultz y van Vugt (2016), en el que se comparan diferentes dispositivos aptos para experimentos de finger tapping, la combinación Arduino-FSR es la que presenta menor latencia entre el momento en que se presiona el sensor y el momento en que suena el tono de feedback correspondiente (0.6 ms) y también es la que presenta menor variabilidad en la latencia (0.3 ms), entre otras ventajas. Se usaron unos auriculares cerrados Sennheiser HD 280 Pro para los 22 participantes a los que no se les registró EEG; y para los otros 22 participantes se utilizaron unos auriculares de canal auditivo Sennheiser CX 300-II. Para evitar que los sujetos tuvieran feedback visual del movimiento del dedo se les pidió que miraran un punto fijo de la pantalla del monitor y además se colocó verticalmente un tabique de cartón para evitar la visión periférica.

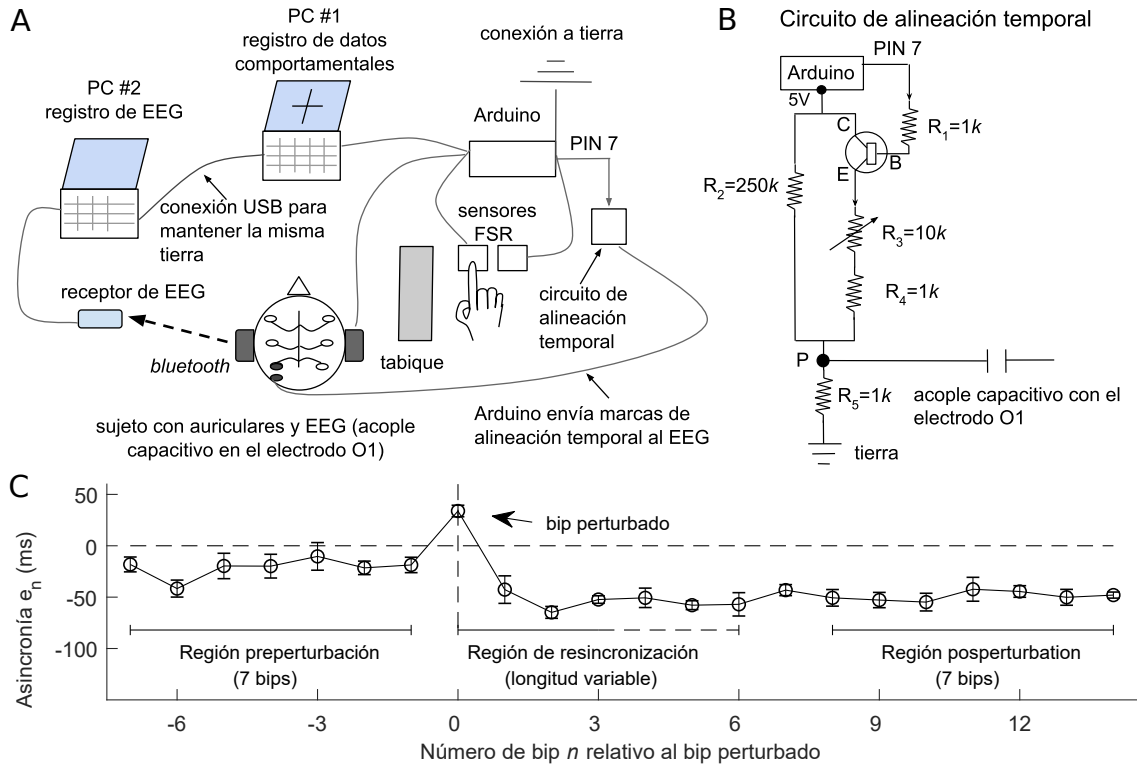


Figura 2.1: (A) Dispositivo experimental usado. (B) Esquema del circuito encargado de enviar las marcas de alineación temporal al EEG al inicio de cada secuencia. (C) Serie temporal promedio de las asincronías de un sujeto. Definición de regiones.

2.4.2. Medición de la fuerza

Para medir la fuerza del tap se usaron los mismos sensores FSR que se usaron para registrar la asincronía. Se registraron 22 perfiles de fuerza por secuencia, que incluyen los 7 taps previos a la perturbación, el tap de la perturbación y los 14 siguientes ($n = -7$ a $n = 14$, figura 2.1C), de 180 ms de duración cada uno. Para tener mejor definición de los cambios abruptos de la fuerza y debido a la poca memoria del Arduino, se utilizó una frecuencia de muestreo de 1 kHz durante los primeros 50 ms y de 0,5 kHz durante los 130 ms restantes (esta disminución en la frecuencia de muestreo permitió aumentar la cantidad de respuestas registradas por secuencia). Luego, interpolamos para obtener una frecuencia uniforme de 1 kHz y finalmente extrapolamos cuadráticamente hasta los 250 ms. El registro de la fuerza se almacena en la memoria del Arduino y al final de cada secuencia se transmite a la PC a través del puerto serie.

En la figura 2.2 se observa la conexión del sensor FSR con el Arduino. El sensor FSR es una resistencia variable (R_{FSR}) que disminuye de manera proporcional a la fuerza que se ejerce sobre él (considerando que la superficie de contacto es constante). Cuando el sensor está sin presionar, su resistencia es muy grande y el voltaje en el punto P es cero. Cuando se presiona, su resistencia disminuye y el potencial en el

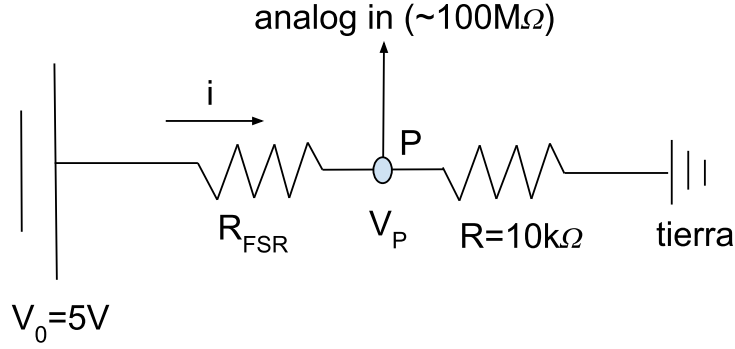


Figura 2.2: Conexión entre el Arduino y el sensor FSR utilizada para el registro de la fuerza. R : resistencia fija; R_{FSR} : resistencia del sensor FSR, variable; V_P : voltaje medido por el Arduino; analog in: conexión al Arduino.

punto P aumenta. El Arduino registra el voltaje en el punto P , por esta razón es necesario hacer la conversión a fuerza. De acuerdo a la figura, se puede plantear $i = \frac{V_0}{R_{FSR} + R}$ y $V_P = iR$. Juntando estas dos ecuaciones encontramos una relación entre la resistencia del sensor y el voltaje medido:

$$R_{FSR} = R \left(\frac{V_0}{V_P} - 1 \right) \quad (2.1)$$

De acuerdo a las especificaciones del sensor FSR (<https://www.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Pressure/fsrguide.pdf>), la relación aproximada entre fuerza y R_{FSR} para cualquier superficie de contacto es $F \sim 1/R_{FSR}$. Por lo tanto podemos usar $F = k/R_{FSR}$ con $k = 1N\Omega$ para todos los sujetos (superficies de contacto similares) y expresar la fuerza en unidades arbitrarias. Juntando la relación $F = 1/R_{FSR}$ con la ecuación 2.1, se obtiene la relación entre la fuerza y el voltaje medido:

$$F = \frac{kV_P}{R(V_0 - V_P)} \quad (2.2)$$

Los valores de fuerza fueron multiplicados por 10^4 para obtener valores entre 0 y 5 en unidades arbitrarias.

2.4.3. Control del experimento: interacción Matlab-Arduino

Un programa escrito en Matlab® ordena las 24 secuencias válidas que cada sujeto debe ejecutar para completar el experimento, separadas en dos bloques de 12 secuencias de acuerdo a la condición de feedback auditivo adicional (sección 2.3). Antes de la ejecución de cada secuencia, el programa envía al Arduino los siguientes parámetros: cantidad de estímulos por secuencia, signo y tamaño de la perturbación,

bip de la perturbación, período inicial de la secuencia, feedback auditivo adicional no/sí. El Arduino recibe los parámetros, ejecuta la secuencia, almacena los valores de asincronía y de fuerza, y al finalizar la secuencia envía los datos al Matlab® por el puerto serie para su posterior procesamiento.

2.5. Procesamiento de las variables comportamentales

2.5.1. Definición de regiones

Cada sujeto realizó 6 secuencias (correctas) en cada condición de feedback y perturbación. Se alinearon estas secuencias de acuerdo al bip de la perturbación y se descartaron las respuestas del comienzo y del final que no fueran comunes a todas las secuencias. Esto dio una serie temporal promedio de las asincronías por sujeto y condición de feedback auditivo y signo de perturbación de 22 respuestas/bips cada una ($n = -7$ a $n = 14$), en las que la perturbación sucede en el bip $n = 0$ (figura 2.1C). Definimos 3 regiones en esta serie temporal promedio: zona preperturbación: es la fase estacionaria antes de la perturbación y comprende las 7 respuestas previas a la perturbación ($n = -7$ a $n = -1$); zona de resincronización: es la fase transitoria, de duración variable, que comienza en el bip de perturbación $n = 0$ y termina en el *bip de resincronización* que corresponde al bip en el cual se alcanza la nueva fase estacionaria y se define como el primer bip de dos bips consecutivos cuyas asincronías, considerando todas las secuencias, son estadísticamente indistinguibles (prueba de t) de la asincronía media en la zona posperturbación; y zona posperturbación: es la fase estacionaria posperturbación y comprende las últimas 7 respuestas ($n = 8$ a $n = 14$).

2.5.2. Definición de variables

En todas las variables definidas en la zona preperturbación se juntaron los datos correspondientes a ambos niveles del factor signo de perturbación, POS y NEG, ya que no se esperan diferencias debidas a este factor en la zona previa a la perturbación.

Asincronía media preperturbación, MA_{pre} . Se calculó como promedio de las asincronías en la región preperturbación dentro de cada secuencia y luego promediando este resultado entre las secuencias pertenecientes a un mismo sujeto y condición.

Desviación estándar de las asincronías preperturbación, SD_{pre} . Primero se calculó la desviación estándar sobre todas las asincronías de una secuencia en la

región preperturbación y luego se promediaron los resultados entre las secuencias correspondientes a cada sujeto y condición.

Delta MA. Definimos el cambio pre-pos en la MA como $\Delta MA = MA_{pos} - MA_{pre}$. La asincronía media posperturbación (MA_{pos}) se calcula de manera análoga a MA_{pre} pero considerando el promedio de las últimas siete asincronías de cada secuencia ($n = 8$ a $n = 14$).

Delta SD. Definimos el cambio pre-pos en la SD como $\Delta SD = SD_{pos} - SD_{pre}$; donde SD_{pos} se calcula de manera análoga a SD_{pre} pero considerando las asincronías de la región posperturbación.

Fuerza media preperturbación, F . Como medida de la fuerza del tap se tomó el valor correspondiente al primer pico del perfil de fuerza del tap, que llamaremos F . Para cada sujeto, condición de feedback y de atención, el cálculo de la fuerza se realizó promediando los F de los 7 taps en la zona preperturbación ($n = -7$ a $n = -1$), y luego, promediando las secuencias correspondientes a esa condición y sujeto.

Desviación estándar de la fuerza preperturbación, $SD(F)$. Asimismo, la desviación estándar de la fuerza se calculó entre los F correspondientes a los 7 tap que preceden a la perturbación ($n = -7$ a $n = -1$). A continuación, para cada sujeto se realizó un promedio entre las secuencias pertenecientes a cada condición.

Coefficiente de variación de la fuerza, preperturbación, CV . El coeficiente de variación de la fuerza CV se calculó primero en cada secuencia con la fórmula $CV_{secuencia} = \frac{SD(F)_{secuencia}}{F_{secuencia}}$, donde $SD(F)_{secuencia}$ es la desviación estándar de F en los 7 taps que anteceden a la perturbación y $F_{secuencia}$ es la fuerza promedio de los F correspondientes a esos mismos taps. Luego, para cada sujeto se promediaron los $CV_{secuencia}$ correspondientes a las secuencias de cada condición.

Duración del tap, preperturbación. Se definió la duración de un tap individual como el intervalo de tiempo comprendido entre que la fuerza del sensor supera un valor de 0.01 ua hasta el instante correspondiente al primer valor de tiempo de 4 valores consecutivos con fuerza cero. Se promediaron las duraciones de los taps correspondientes a los 7 taps que preceden a la perturbación ($n = -7$ a $n = -1$). Luego, para cada sujeto se promediaron las secuencias correspondientes a cada condición.

2.5.3. Perfil de fuerza del tap

El perfil de fuerza del tap es una serie temporal que representa la fuerza que se ejerce sobre el sensor durante el intervalo de tiempo que dura el contacto con el dedo. Típicamente el perfil de fuerza tiene un primer pico generado por el impacto del dedo y un segundo pico debido a la compresión de la yema del dedo contra el sensor [13]. En la figura 2.3 se muestran como ejemplo los 84 perfiles de fuerza individuales de un sujeto en una determinada condición, correspondientes a la región preperiturbación. Se observa la forma típica de los dos picos de fuerza. También se muestran los perfiles de fuerza promedio y mediana; las bandas de error representan el error estándar entre perfiles de fuerza individuales. Las líneas discontinuas verticales indican la duración de los perfiles de fuerza calculada de acuerdo a la definición de duración del tap dada en la sección 2.5.2; los valores para el perfil mediana y promedio son: 101 ms y 149 ms, respectivamente. En nuestro trabajo decidimos reportar los perfiles de fuerza del tap calculando la mediana entre las series temporales de la fuerza dentro de una misma condición y sujeto, y luego tomando nuevamente la mediana entre sujetos (figura 6.1). En otros trabajos es usual el reporte del perfil promedio del tap (ver como ejemplo, [28] y [93]), pero esta forma de proceder tiene sus problemas ya que los taps tienen distinta duración y por lo tanto el promedio no está bien definido para todos los instantes de tiempo. Como ejemplo, el 43% de los sujetos presenta perfiles de fuerza promedio cuya duración es inferior a 70 ms, es decir que para esos sujetos a partir de un valor cerca de los 70 ms la fuerza vale 0. Por lo tanto, a los 100 ms, por ejemplo, estamos promediando sujetos cuyos perfiles de fuerza ya han terminado con otros sujetos cuyos perfiles de fuerza aún continúan. Aunque es una práctica común, esta forma de promediar da como resultado un perfil de fuerza que no es representativo de la forma real y es poco confiable a partir de los 50 ms, aproximadamente. Si se observan los perfiles individuales se ve que la fuerza se va a cero más abruptamente que en el perfil de fuerza promedio. La duración de los taps individuales, también está mejor representada por el perfil mediana que por el promedio. En resumen, por estas razones recomendamos usar el perfil de fuerza mediana.

2.5.4. Otras consideraciones

Combinación de sujetos en un único grupo. El diseño experimental es el mismo para ambos grupos (diseño factorial de tres factores: atención, feedback, y signo de perturbación). Para determinar si los grupos son comparables entre sí realizamos una prueba de ANOVA para la asincronía media preperiturbación MA_{pre} y para la desviación estándar de las asincronías preperiturbación SD_{pre} en el cual se consideró como factor adicional Año (que en realidad agrupa todas las diferencias de

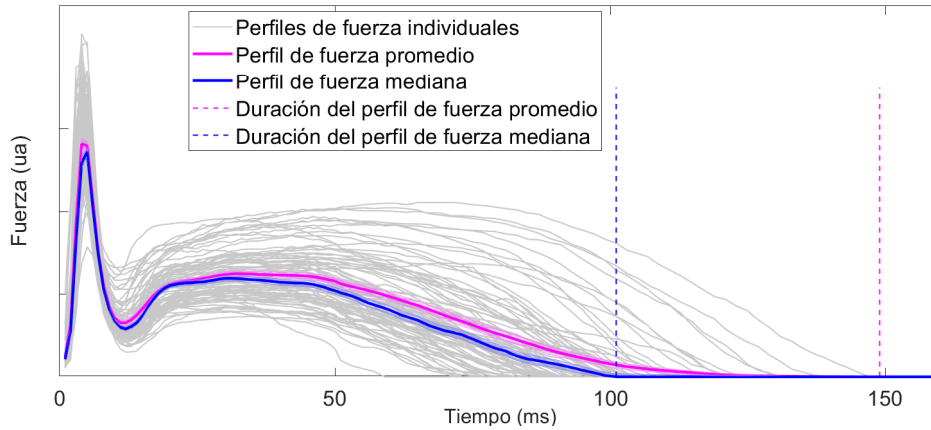


Figura 2.3: Perfiles de fuerza individuales de un sujeto en una determinada condición en la región preperturbación. Se observa la forma típica de los dos picos. También se muestran los perfiles de fuerza mediana y promedio. Las líneas discontinuas verticales indican la duración de los perfiles mediana y promedio. El perfil de fuerza promedio no está bien definido para todos los instantes de tiempo, pues los perfiles individuales tienen diferentes duraciones. El perfil de fuerza promedio es menos confiable a partir de los 50 ms aproximadamente. La forma del perfil mediana alrededor de los 100 ms y su duración son más representativas de los perfiles individuales que el perfil de fuerza promedio.

año, registro, y auriculares; notar que al analizar valores preperturbación desaparece el factor signo de perturbación ya que no se esperan diferencias debido a este factor antes de la perturbación). No encontramos efecto o interacciones significativos debido al factor año, tanto en MA_{pre} (ANOVA de tres factores, con año y atención como factor entre sujetos, y feedback como factor intra sujetos; efecto significativo de atención $F(1, 40) = 11,99$, $p = 0,0013$; efecto significativo de feedback $F(1, 40) = 5,91$, $p = 0,019$; efecto no significativo de Año $F(1, 40) = 0,05$, $p = 0,81$; interacción atención x feedback no significativa $F(1, 40) = 0,51$, $p = 0,47$; interacción atención x año no significativa $F(1, 40) = 0,27$, $p = 0,60$; interacción feedback x año no significativa $F(1, 40) = 0,81$, $p = 0,37$; interacción atención x feedback x año no significativa $F(1, 40) = 0,51$, $p = 0,48$), como en SD_{pre} (ANOVA de tres factores, con año y atención como factor entre sujetos, y feedback como factor intra sujetos; efecto no significativo de atención $F(1, 40) = 3,53$, $p = 0,06$; efecto no significativo de feedback $F(1, 40) = 1,39$, $p = 0,24$; efecto no significativo de año $F(1, 40) = 1,72$, $p = 0,19$; interacción atención x feedback no significativa $F(1, 40) = 0,02$, $p = 0,87$; interacción atención x año no significativa $F(1, 40) = 0,01$, $p = 0,91$; interacción feedback x año no significativa $F(1, 40) = 2,82$, $p = 0,10$; interacción atención x feedback x año no significativa $F(1, 40) = 0,40$, $p = 0,52$). Basados en estos resultados, a partir de acá juntamos todos los sujetos en un único grupo de $N = 44$.

Heterocedasticidad en MA_{pre} . Sobre los datos de MA en la fase de preper-turbación se aplicó una prueba de Levene para evaluar la homocedasticidad entre las condiciones. El test reveló una heterocedasticidad significativa entre las condiciones NORMAL y ALTA (condiciones de feedback promediadas) ($p = 0,019$). Esto significa que la variabilidad entre sujetos no es la misma en NORMAL que en ALTA. En la figura 3.1A, esto se puede apreciar a simple vista observando que en las condiciones de atención ALTA las series temporales ocupan una franja más estrecha de asincronías que en las de NORMAL. Se aplicó una transformación $\log_{10}(-MA + \text{constant})$ que eliminó la heterocedasticidad; el análisis y testeo estadístico subsecuentes fueron realizados sobre los datos transformados.

Valores esperados de ΔMA y ΔSD según trabajos previos. Las barras de textura rayada de la figura 3.3A representan los valores esperados de acuerdo al trabajo de Repp [84] (figura 2, paneles A y B, condición “*Slow auditory*”), donde el período del estímulo es variado en forma paramétrica. Digitalizamos los datos de dicha figura en función del período de la secuencia en el rango $ISI=400-680$ ms y realizamos un ajuste lineal. La pendiente de la recta para MA fue $-0,039$; por lo tanto, el cambio esperado de MA frente a un salto de ± 60 ms en el período es de $\pm 2,34$ ms (figura 3.3A). Para la SD la pendiente fue de $0,026$; el cambio esperado de SD frente a un salto de ± 60 ms en el período es de $\pm 1,56$ ms (figura 3.3B).

2.6. Eficiencia en la resincronización

Definimos la eficiencia en la resincronización γ como:

$$\gamma = \frac{|E_0 - E_{post}|}{E_{sum}} \quad (2.3)$$

donde E_0 es la asincronía del bip perturbado, promediada entre secuencias (es decir, el error forzado medio en $n = 0$); E_{pos} es la asincronía promedio posperturbación ($n = 8$ a $n = 14$), promediada entre secuencias; y E_{sum} es la suma de todos los valores de asincronía (relativos a E_{pos}) desde el bip perturbado ($n = 0$) hasta el bip de resincronización (n_R):

$$E_{sum} = \sum_{n=0}^{n=n_R} |E_n - E_{post}| \quad (2.4)$$

donde E_n es la asincronía promedio entre secuencias correspondiente al bip n en la fase de resincronización. En términos conceptuales, la eficiencia en la resincronización es esencialmente un cociente entre la cantidad de asincronía que el sujeto debe corregir en la fase de resincronización y la suma de todas las asincronías hasta que se resincroniza. La eficiencia toma valores comprendidos entre 0 y 1: si el sujeto al-

canza la nueva fase estacionaria en un bip, su eficiencia será igual a 1; mientras que si se demora varios bips o si su asincronía está alejada de la asincronía de llegada, su eficiencia se irá acercando a 0.

2.7. Datos de EEG

2.7.1. Registro de EEG

El EEG fue registrado con el sistema Emotiv EPOC+ cuya frecuencia de muestreo es de 128 Hz. El sistema tiene 14 electrodos ubicados en posiciones consistentes con el montaje 10–20 y dos electrodos adicionales ubicados en los mastoides. Existen estudios que comparan el Emotiv EPOC+ con equipos de EEG de alta densidad y validan su uso específico para el registro de potenciales evocados auditivos o ERPs (por la sigla en inglés de *event related potential*) auditivos [9, 8] y para un rango amplio de medidas de EEG [76].

El Emotiv EPOC+ fue desarrollado para medir EEG, pero no específicamente ERPs; por lo tanto tuvo que ser adaptado para recibir marcas de alineación/sincronización. Estas marcas fueron enviadas al inicio de cada secuencia a uno de los electrodos del sistema, que debió destinarse exclusivamente a tal fin, con lo cual quedaron 13 electrodos para registrar el EEG. Para cumplir con esta función se eligió el electrodo O1 que está fuera de la zona de interés.

Para enviar las marcas de alineación temporal se utilizó un circuito sencillo y de diseño propio (figura 2.1B). La señal o marca de alineación consiste en una abrupta variación de voltaje que es registrada por el EEG como una oscilación perfectamente distinguible en el electrodo O1. En detalle, el circuito permite variar el voltaje del punto P, que es el punto al cual se conecta el electrodo O1 a través de un acople capacitivo. La amplitud de la marca que registra el electrodo O1 es proporcional a la variación de voltaje en el punto P. El circuito consiste en un divisor de tensión en el cual el valor de una de las resistencias del divisor cambia según el estado del transistor (kn2222). Cuando el transistor está en modo *corte* toda la corriente va por R_2 y el voltaje en el punto P es el mínimo posible. Cuando el transistor está en modo de *saturación* la mayor parte de la corriente pasa por R_3 y R_4 (ya que la suma de ambas es mucho menor que R_2) y el voltaje en el punto P alcanza el valor máximo. Los valores de las resistencias están elegidos de tal manera que los voltajes mínimo y máximo en el punto P sean 20 mV y 1.5 V, respectivamente. La resistencia R_3 es variable y permite controlar el valor máximo de voltaje en el punto P (amplitud de la marca). Se programó el Arduino para que alternara el estado del transistor entre *corte* (PIN 7=LOW) y *saturación* (PIN 7=HIGH) cada 100 ms durante 400 ms. Esta marca específica es luego reconocida por software.

El golpe del dedo con el sensor genera una carga electrostática que es detectada por el electrodo O1 como una pequeña variación en el voltaje. Para eliminar esta fuente de ruido es necesario equipar el circuito con una buena conexión a tierra y además indicar a los sujetos que mantengan los antebrazos apoyados sobre la mesa.

2.7.2. Procesamiento de la señal del EEG

A las señales registradas se les aplicó un filtro pasa banda no causal con frecuencia mitad de potencia entre 0,6 Hz y 30 Hz. Sobre la señal filtrada se recortaron épocas temporalmente alineadas con las respuestas (-180 a 710 ms) desde la primera respuesta de cada secuencia hasta la respuesta previa a la perturbación. A continuación, a cada una de estas épocas se le restó su valor medio y se descartaron las épocas en las que algún punto superara los $\pm 100\mu V$. Para descartar artefactos relacionados con parpadeos y movimiento de ojos se aplicó el algoritmo *Step Function* [57]. En nuestro trabajo, esta función considera una ventana de 200 ms que se ubica al inicio de la época y se va desplazando en pasos de 7 ms hasta cubrir toda la época. Para cada ventana de 200 ms se compara el valor medio de los primeros 100 ms con los segundos 100 ms; si la diferencia entre ambos valores medios supera los $\pm 35\mu V$, se descarta la época entera. También se descartaron épocas con valores de asincronía extremos. Se consideró que una época era válida si la asincronía correspondiente estaba entre -170 y $+80$ ms; valores bastante por fuera de los límites fijados por la regla $1,5IQR$ de determinación de valores extremos. En el paso siguiente, se procedió a descartar electrodos enteros si la cantidad de épocas inválidas definidas por los criterios anteriormente mencionados fuera mayor al 50 % del total de épocas. Este criterio se aplicó solo en los electrodos de interés (AF3, F3, F7, FC5, FC6, F8, F4, AF4). Tres sujetos presentaron electrodos inválidos de acuerdo a este criterio. En ningún caso hubo más de un electrodo inválido por sujeto por condición de atención y feedback. Luego de la aplicación de los criterios de descarte mencionados quedaron 107 épocas válidas en promedio por sujeto, condición y electrodo (el promedio de épocas rechazadas por sujeto, condición y electrodo fue de 10,3 %).

A continuación, sobre las épocas válidas se procedió a recortar épocas temporalmente alineadas con el estímulo (-100 ms a 350 ms) en la región preperturbación ($n = -7$ a $n = -1$). Se obtuvieron en promedio 73 épocas alineadas al estímulo válidas por sujeto, condición y electrodo (el promedio de épocas rechazadas por sujeto, condición y electrodo fue de 13,7 %). Sobre estas épocas alineadas al estímulo se aplicó una adaptación del método AdJar para remover las componentes de ERPs no asociadas al estímulo auditivo (capítulo 4). Se obtuvieron así, los ERPs asociados al estímulo auditivo.

2.7.3. Prueba estadística de permutaciones para los ERPs

A fin de testear estadísticamente las diferencias entre las series temporales de los ERPs correspondientes a atención NORMAL y ALTA, aplicamos una prueba estadística de permutaciones entre sujetos [57].

El primer paso consiste en definir la ventana temporal en la que haremos la comparación; para esto usamos resultados obtenidos por Teder y otros en paradigmas relacionados, que apuntan consistentemente a la misma ventana temporal y a una diferencia del mismo signo entre condiciones de atención [103, 40, 74, 69]. Teder et al. [103], en el paradigma de atención selectiva con estímulos auditivos y dicóticos encuentran que el ERP correspondiente a los estímulos atendidos está desplazado negativamente respecto al ERP correspondiente a los estímulos no atendidos, en la región que va desde N1 a P2, con la mayor diferencia alrededor de los 180 ms (para un ISI de 480). En nuestro trabajo, usamos una ventana temporal centrada en el valor sugerido por la literatura (180 ms) y que va desde 110 a 250 ms. A continuación, realizamos una permutación de los datos al azar. De los 22 sujetos a los que les medimos EEG, escogimos 11 al azar y calculamos el ERP promedio de estos 11 sujetos; a este grupo de sujetos y al ERP correspondiente lo llamamos “sustituto NORMAL”. Con los otros 11 sujetos calculamos también el ERP promedio y lo llamamos “sustituto ALTA”. Luego, tomamos los ERPs de “sustituto NORMAL” y “sustituto ALTA” y calculamos una prueba- t no pareada para cada valor de tiempo en toda la ventana temporal de comparación. Para cada prueba- t tomamos el valor- t correspondiente; después de la última prueba- t se obtienen tantos valores- t como valores de tiempo dentro de la ventana de comparación. De todos esos valores- t nos quedamos con el valor máximo; lo llamamos t_{max} . Luego, realizamos otra permutación al azar de los sujetos y repetimos los pasos anteriores. En total, realizamos 1000 permutaciones, con lo cual obtuvimos 1000 valores de t_{max} . En la distribución obtenida tomamos los valores de t_{max} correspondientes a los percentiles 0,025 y 0,975 (a 2 colas), los llamaremos $t1$ y $t2$, respectivamente. Luego, se calculó una prueba- t entre los ERPs originales de NORMAL y ALTA (es decir, sin permutar) para cada valor de tiempo dentro de la ventana temporal, y se compararon los valores- t obtenidos con $t1$ y $t2$. Finalmente, se consideró que existe una diferencia significativa entre los ERPs si para un determinado valor de tiempo dentro de la ventana temporal, el valor- t producto de la prueba- t para ese valor de tiempo cumple que $\text{valor-}t < t1$ o $\text{valor-}t > t2$.

2.8. Datos y códigos

Para el registro de las respuestas del Arduino y el envío de los tonos del feedback auditivo adicional y del estímulo se usaron programas de diseño propio en C y tam-

bién se adaptó un programa de Schultz y van Vugt [93] originalmente para Arduino Uno que permite presentar tonos auditivos sinusoidales. El control del experimento y el posterior procesamiento de datos se realizó con programas de factura propia en Matlab®. El procesamiento de los datos del EEG se realizó con códigos en Matlab® de factura propia. Todos los datos y los códigos empleados para la confección de las figuras publicadas están disponibles en <http://ldsm.web.unq.edu.ar/en/attention2021/>.

Capítulo 3

ATENCIÓN ORIENTADA AL ASPECTO TEMPORAL

En este capítulo mostramos que la atención tiene efecto sobre una tarea de finger tapping con metrónomo, tanto en sus fases estacionaria como de resincronización. Según nuestro conocimiento, hasta ahora nunca ha sido reportado un efecto significativo de la atención sobre la fase estacionaria. Los estudios de atención y finger tapping han empleado generalmente un diseño experimental de doble tarea [89, 65]; pero en nuestro trabajo utilizamos un diseño experimental en el cual la atención está orientada hacia el aspecto temporal, sin emplear un paradigma de doble tarea. Los resultados mostrados en este capítulo fueron publicados recientemente [111].

3.1. Introducción

3.1.1. Atención y finger tapping

La influencia de la atención en una tarea de finger tapping ha sido estudiada en algunas oportunidades. En un trabajo de Repp et al. [89] se estudió el efecto de la atención en la fase de resincronización luego de perturbaciones de cambio de período. Se utilizó un paradigma de doble tarea (*dual task*), con operaciones aritméticas como tarea secundaria. Se observó que los sujetos corrigen más rápidamente (mayor PCR) cuando tapean sin doble tarea. En otras palabras, Repp et al. concluyen que desviar la atención de la tarea principal (*tapping*) disminuye la velocidad de corrección (menor PCR) luego de un cambio de período.

El efecto de la atención sobre la fase estacionaria en una tarea de *tapping* ha sido estudiado por Miyake et al. [65]. En dicho trabajo se utilizó también un paradigma de doble tarea con memorización de palabras como tarea secundaria. No se observaron diferencias en la variabilidad de las asincronías en el rango de ISIs que va desde 450 a 1500 ms entre las condiciones de única y doble tarea. En relación a la fase

estacionaria Miyake et al. concluyen que, al menos en el rango mencionado, el finger tapping es una tarea automática que no se ve afectada por la atención. En otro trabajo, Caspi [20] reporta que intentó modificar la asincronía media en la fase estacionaria focalizando la atención del sujeto en la sensación táctil del tap. En este trabajo, Caspi les pide a los participantes que paren inmediatamente de tapear cuando el dedo no haga contacto con la superficie (en un determinado momento, la superficie de tapeo se desplaza mecánicamente hacia abajo y el dedo queda tapeando en el aire). Su hipótesis es que esta consigna orienta la atención hacia la señal táctil, lo cual hace que esta señal tenga una mejor resolución temporal, lo que en última instancia minimizaría la discrepancia entre estímulo y tap. Pero no obtiene resultados conclusivos por dificultades en el diseño experimental.

Finalmente, cabe aclarar que el finger tapping es una tarea de naturaleza temporal, por lo tanto es razonable esperar que se observen efectos sobre el desempeño cuando la atención se oriente específicamente hacia algún aspecto temporal de la tarea. En nuestro trabajo usamos un paradigma experimental basado en esta idea y esto de por sí plantea un enfoque novedoso ya que ninguno de los tres trabajos mencionados trata sobre los efectos de orientar la atención hacia los aspectos específicamente temporales.

3.1.2. Carga mental

En este trabajo utilizaremos la carga mental para cuantificar el nivel de automatismo con el que los sujetos tapean y también consideraremos la carga mental como una medida subjetiva del nivel de atención. De acuerdo a la *Cognitive Load Theory* la memoria de trabajo es la principal estructura que se encarga de procesar, comparar, organizar y combinar la información proveniente del entorno [101]. Se asume que una dada tarea representa poca carga cognitiva para la memoria de trabajo cuando esta tarea está automatizada, es decir que los esquemas necesarios para realizar la tarea ya han sido aprendidos con anterioridad y guardados en la memoria de largo plazo [72]. En cambio si la tarea es novedosa o presenta gran dificultad, exige una carga cognitiva mayor para la memoria de trabajo porque los esquemas necesarios para resolverla aún no están automatizados. Se considera que automatismo y carga mental son inversamente proporcionales, por lo tanto es posible cuantificar el nivel de automatismo de una tarea si se mide la carga mental que esta impone [101]. A su vez, la carga mental está vinculada con la atención: normalmente se asume que la carga mental aumenta conforme son requeridos mayores recursos atencionales [110]; por lo tanto es posible utilizar la medida de la carga mental como un correlato subjetivo del nivel de atención.

3.1.3. Nuestro trabajo

En este capítulo, estudiaremos los posibles efectos de la atención sobre las fases estacionaria y de resincronización en una tarea de finger tapping en sincronización, para lo cual utilizaremos dos niveles de atención: uno que llamaremos NORMAL, y otro, que llamaremos ALTA (ver capítulo 2 para la descripción completa del diseño experimental). A diferencia de otros trabajos [20, 65, 89], nuestra condición ALTA orienta la atención hacia el aspecto temporal de la secuencia de estímulos. Basados en resultados preliminares, la hipótesis que intentamos probar es que la atención mejora la performance de los sujetos; esto es, que los sujetos son más exactos y precisos en la zona estacionaria; y que son más eficientes en la etapa de resincronización. Con el objetivo de tener respaldo cognitivo y electrofisiológico de los distintos niveles de atención utilizaremos dos indicadores comúnmente aceptados como evidencia de un cambio en el nivel de atención (los ERPs auditivos y carga mental).

3.2. Resultados

La figura 3.1A muestra las series temporales promedio de cada sujeto en cada condición. Se observa que las series temporales antes de la perturbación ($n = -7$ a $n = -1$, ambos inclusive) son relativamente constantes, es decir el sujeto está sincronizado. En $n = 0$ ocurre la perturbación y por eso la asincronía cambia abruptamente de valor (error forzado). Luego el sujeto logra resincronizar y sus asincronías vuelven a valores aproximadamente constantes.

3.2.1. La atención mejora la exactitud

Analizamos primero el comportamiento durante la fase pre-perturbación en la cual las condiciones de signo de perturbación fueron promediadas. La asincronía media pre-perturbación, MA_{pre} , depende de ambos factores, pero solo la atención tiene efecto significativo. Como se ve en la figura 3.1B, un nivel elevado de atención hace que el sujeto disminuya su MA en valor absoluto, es decir se hace más exacto en línea con lo esperable intuitivamente. El feedback auditivo adicional (también a favor de lo que podría esperarse pues agrega información) muestra la misma tendencia a disminuir la MA aunque el efecto no es significativo (ANOVA de dos factores, con atención como factor entre sujetos y feedback como factor intra sujetos; atención $F(1, 42) = 9,84$, $p = 0,003$; feedback $F(1, 42) = 1,74$, $p = 0,19$; interacción $F(1, 42) = 0,03$, $p = 0,86$).

La figura 3.1C muestra la desviación estándar de las asincronías de la fase pre-perturbación. Tanto un nivel elevado de atención como la presencia de feedback auditivo adicional producen que el sujeto sea más preciso (menor SD_{pre}) aunque los

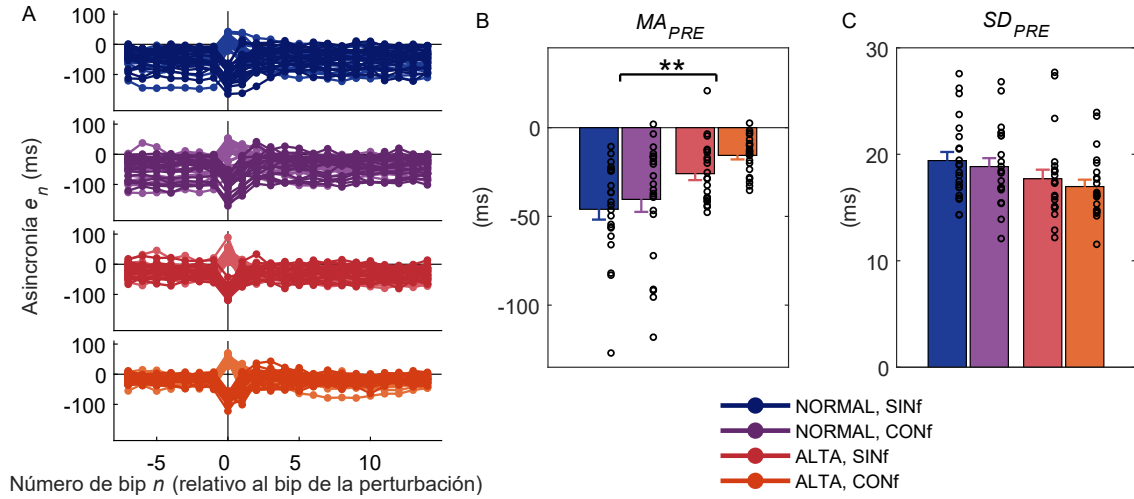


Figura 3.1: La atención mejora significativamente la exactitud, pero no la precisión. El feedback no mejora significativamente la exactitud ni la precisión. (A) Serie temporal promedio para cada sujeto y condición (promedio entre secuencias). (B) Exactitud: asincronía media en la fase preperturbación MA_{pre} (promedio \pm ES entre sujetos). Factor atención $p = 0,003$. (C) Precisión: desviación estándar de las asincronías (intra secuencia) en la zona preperturbación SD_{pre} (promedio \pm ES entre sujetos).

efectos no son significativos (ANOVA de dos factores, con atención como factor entre sujetos y feedback como factor intra sujetos; atención $F(1, 42) = 3,56$, $p = 0,061$; feedback $F(1, 42) = 1,35$, $p = 0,250$; interacción $F(1, 42) = 0,02$, $p = 0,879$). Los resultados mostrados en el capítulo 6 sugieren que en las condiciones SINF aproximadamente el 40 % de las diferencias entre sujetos en la SD de las asincronías se debe a cambios en el valor del coeficiente de variación de la fuerza de tapeo (figura 6.2). Esta variabilidad asociada al CV podría estar solapando efectos significativos de la atención sobre la SD de las asincronías (ver sección 8.4 para una discusión más detallada sobre este punto).

3.2.2. Aumentar la atención y agregar feedback auditivo tienen efectos contrarios en la resincronización

Pasamos ahora a analizar el comportamiento en la etapa de resincronización. Un nivel elevado de atención mejora el comportamiento de resincronización del sujeto, medido por un incremento significativo en la eficiencia con que alcanza la línea de base (*baseline*, en inglés) posperturbación (figura 3.2). Por el contrario, y sorprendentemente, agregar feedback auditivo hace que la eficiencia de resincronización disminuya. Además, las perturbaciones de aumento de período se resincronizan con mayor eficiencia que las de disminución, lo que indica la presencia de asimetrías en línea con reportes previos [11, 55] (ANOVA de tres factores, con atención como

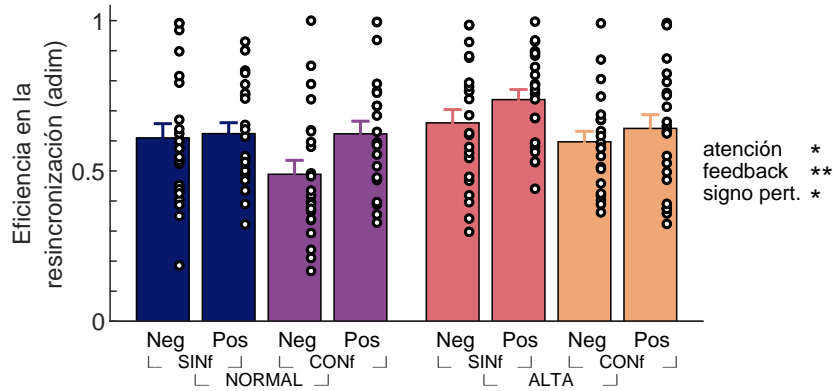


Figura 3.2: Eficiencia en la resincronización para cada condición (promedio \pm ES). La atención aumenta la eficiencia en la resincronización; el feedback adicional, anti intuitivamente, la disminuye. Las perturbaciones positivas se resincronizan con mayor eficiencia que las negativas. Factores atención $p = 0,021$; feedback $p = 0,014$; signo de perturbación $p = 0,0019$.

factor entre sujetos; feedback y signo de perturbación como factores intra sujetos; atención $F(1, 42) = 5,75$, $p = 0,021$; feedback $F(1, 42) = 11,01$, $p = 0,0019$; signo de perturbación $F(1, 42) = 6,56$, $p = 0,014$; interacción att x fbk $F(1, 42) = 0,005$, $p = 0,94$; interacción att x signo $F(1, 42) = 0,23$, $p = 0,62$; interacción fbk x signo $F(1, 42) = 1,09$, $p = 0,30$; interacción att x fbk x signo $F(1, 42) = 2,65$, $p = 0,11$. Es notable que ninguno de los efectos de interacción es significativo, lo cual sugiere en particular que agregar o quitar feedback no modifica el nivel de atención del sujeto, y por lo tanto se puede descartar que las variables estén confundidas (es decir, atención y feedback auditivo adicional están bien definidos como variables independientes).

3.2.3. Una perturbación de período tiene un efecto distinto sobre la exactitud que una variación paramétrica del mismo tamaño

Encontramos que la ocurrencia de una perturbación de cambio de período produce un cambio en la MA , de acuerdo con reportes previos [11]. Aquí extendemos y generalizamos dicha observación. En la figura 3.3A mostramos el cambio en la MA entre antes y después de la perturbación, ΔMA . Se ve que los tres factores tienen efectos significativos en ΔMA : un nivel elevado de atención produce que la MA se haga más negativa luego de la perturbación (sujeto menos exacto), mientras que agregar feedback auditivo produce que la MA se haga más positiva (sujeto más exacto); las perturbaciones positivas hacen cambiar menos que las negativas (ANOVA de tres factores, con atención como factor entre sujetos; feedback y signo de perturbación como

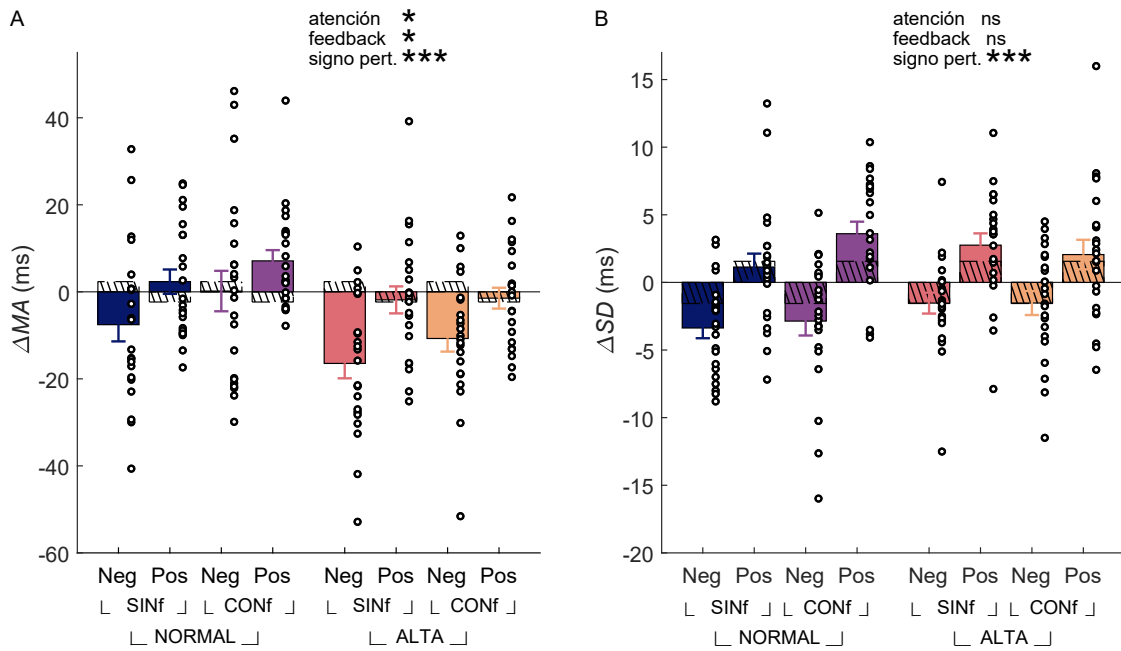


Figura 3.3: (A) La MA cambia debido a la perturbación de período, pero no de acuerdo a lo conocido por manipulaciones paramétricas donde el período es constante en cada secuencia. Barras con textura rayada: valores esperados de considerar la dependencia conocida de la MA con el período (por ejemplo [84], figura 2A). Atención $p = 0,010$; feedback $p = 0,010$; signo de perturbación $p = 0,00041$. (B) ΔSD varía significativamente de acuerdo al signo de la perturbación. Los sujetos son más precisos luego de una perturbación NEG y menos precisos luego de una perturbación de POS. Este resultado está de acuerdo a lo esperado (barras rayadas), por lo menos en signo, si solo se considera la dependencia conocida de la SD con el cambio de período. Atención y feedback: no-significativos; signo de perturbación: $p = 10^{-9}$.

factores intra sujetos; atención $F(1, 42) = 7,19$, $p = 0,010$; feedback $F(1, 42) = 6,96$, $p = 0,011$; signo de perturbación $F(1, 42) = 15,26$, $p = 0,00041$; interacción att x fbk $F(1, 42) = 0,73$, $p = 0,39$; interacción att x sign $F(1, 42) = 0,38$, $p = 0,53$; interacción fbk x sign $F(1, 42) = 1,66$, $p = 0,20$; att x fbk x sign $F(1, 42) = 0,22$, $p = 0,63$).

Es sabido que la MA depende del período: cuando el período es constante en una secuencia, valores más grandes de período producen valores de MA más negativos (es decir menos exactos; [84], figura 2A). Los resultados descriptos en el párrafo anterior no son compatibles con los valores predichos por trabajos donde el período es el parámetro de control (constante en cada secuencia) ([84], figura 2A). En dichos trabajos se ve que la MA es más negativa para períodos más largos; de mantenerse dicho comportamiento frente a las perturbaciones de período (línea punteada en figura 3.3A), los resultados deberían ser casi siempre opuestos a los que obtenemos en nuestro experimento. Esto sugiere que la perturbación de período tiene un efecto propio, más allá del nuevo valor del período.

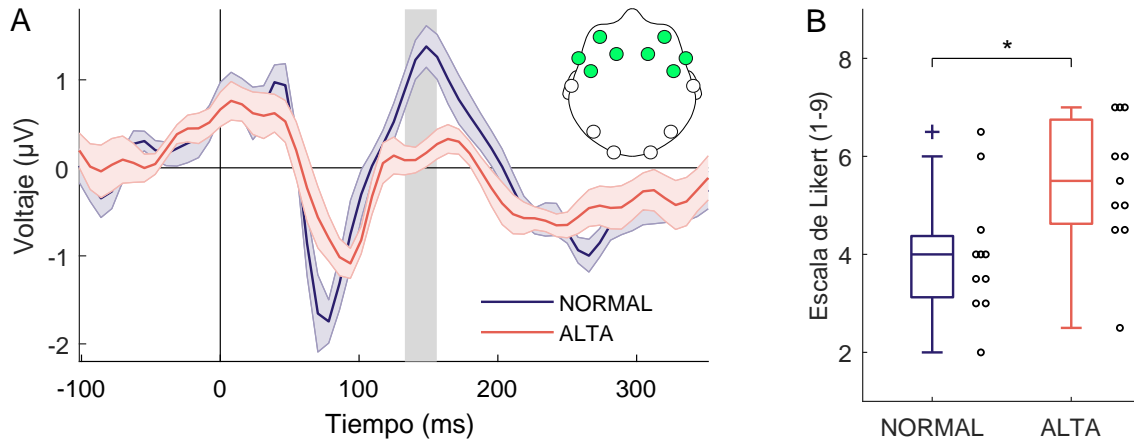


Figura 3.4: (A) ERPs asociados al estímulo auditivo para las condiciones de atención NORMAL y ALTA en la región fronto central. El rectángulo gris representa la región donde la diferencia es significativa ($t = 133$ a 156 ms). (B) Carga mental (reporte escrito y subjetivo de la carga mental empleada en la tarea).

La precisión también se ve afectada por la ocurrencia de una perturbación. En la figura 3.3B mostramos el cambio pre-pos en la SD intra secuencia (ΔSD) en función de los tres parámetros de control. El único efecto significativo es el del signo de la perturbación: perturbaciones negativas hacen que la SD disminuya (el sujeto se hace más preciso), mientras que perturbaciones positivas hacen que aumente (sujeto menos preciso) (ANOVA de tres factores, con atención como factor entre sujetos; feedback y signo de perturbación como factores intra sujetos; atención $F(1, 42) = 1,43$, $p = 0,23$; feedback $F(1, 42) = 0,80$, $p = 0,37$; signo de perturbación $F(1, 42) = 61,1$, $p = 9,9 \cdot 10^{-10}$; interacción att x fbk $F(1, 42) = 2,08$, $p = 0,15$; interacción att x sign $F(1, 42) = 1,65$, $p = 0,20$; interacción fbk x sign $F(1, 42) = 0,20$, $p = 0,65$; interacción att x fbk x sign $F(1, 42) = 0,92$, $p = 0,34$). En la literatura previa está descrito que la SD depende del período cuando el período es constante en una secuencia ([84], figura 2B). Las variaciones que encontramos nosotros son compatibles con dicha dependencia aunque solo en signo; la cantidad esperada de acuerdo a los reportes previos (línea punteada en figura 3.3B) en general es menor a la que observamos, lo que sugiere que la perturbación de período también podría tener un efecto propio sobre la SD más allá de la dependencia conocida cuando el período es constante.

3.2.4. Respaldo electrofisiológico para el nivel de atención y reporte subjetivo de la carga mental

Utilizamos dos marcadores del nivel de atención: carga mental como respuesta a un cuestionario (marcador subjetivo) y ERPs (marcador electrofisiológico). Con respecto al primero, el grupo de sujetos que realizó la tarea con un nivel elevado de

atención reporta mayor esfuerzo mental (promedio \pm sd: $5,45 \pm 1,36$; mediana \pm mad: $5,50 \pm 1,04$ sobre una escala de Likert de 1 a 9) que el grupo que lo hizo con un nivel normal de atención (promedio \pm sd: $4,00 \pm 1,30$; mediana \pm mad: $4 \pm 0,90$) (prueba no paramétrica de Kruskal-Wallis, $p = 0,015$), figura 3.4A. Con respecto al segundo marcador, en la figura 3.4B se observan los ERPs asociados a los estímulos auditivos en la región preperiturbación correspondientes a ambos niveles de atención (condiciones de feedback auditivo promediadas). Se observan grandes diferencias entre niveles de atención en la componente P2 de acuerdo a lo descrito en la literatura sobre atención (el pico de P2 disminuye en condiciones de atención elevada; [103, 40, 74, 69]); específicamente, una zona marcada en gris entre los 133 y 156 ms después del inicio del estímulo donde la diferencia entre ambos ERPs es significativa. No se encontraron otras regiones con diferencias significativas entre ambos ERPs. Para comparar ambos ERPs usamos la prueba estadística de permutaciones para los ERPs (ver sección 2.7.3).

3.3. Discusión

3.3.1. La sincronización sensomotora es vulnerable a la atención orientada al aspecto temporal

Nuestros resultados indican que el mecanismo de sincronización en una tarea de finger tapping puede estar afectado por funciones cognitivas de alto nivel, como lo es la atención, tanto en su fase estacionaria como de resincronización. En la fase estacionaria la atención mejora la exactitud; mientras que en la fase de resincronización la atención mejora la eficiencia.

Puede pensarse que simplemente alcanza con aumentar la atención del participante para generar mayor exactitud (es decir, menor valor absoluto de MA), pero hay que tener en cuenta que la atención puede orientarse hacia distintas modalidades sensoriales o estructuras semánticas guardadas en la memoria [77]. El efecto significativo de la atención en nuestro trabajo puede deberse a que la atención está orientada específicamente hacia uno de los aspectos temporales de la tarea (cambio de tempo). Cabría preguntarse si observaríamos los mismos efectos con la atención orientada hacia otro aspecto de la serie de estímulos. Por ejemplo, si la atención estuviera orientada hacia otros aspectos de la secuencia de estímulos, como su intensidad.

Nuestros resultados contrastan con la hipótesis de Miyake et al. [65] que plantea que para el valor de período estudiado el mecanismo de sincronización es un proceso automático en el cual la atención no tiene injerencia. Por el contrario, nuestros resultados revelan que el mecanismo de sincronización en una tarea de finger

tapping puede estar afectado por funciones cognitivas de alto nivel, como lo es la atención. Es probable que en su trabajo hayan llegado a esas conclusiones porque la tarea secundaria que impusieron a los participantes no era de naturaleza específicamente temporal (memorización de palabras), pero ¿qué pasaría si mientras los participantes tapan se les impone una tarea secundaria de naturaleza temporal, como por ejemplo, discriminar la duración entre dos intervalos de tiempo? Hay evidencia de que dos tareas temporales realizadas simultáneamente interfieren entre sí [16], aunque habría que controlar otros efectos como que en una tarea de discriminación temporal dos intervalos consecutivos pueden interferir entre sí cuando son de la misma modalidad [48]. También es interesante notar que la tarea secundaria que usaron Miyake y sus colaboradores no interfiere con finger tapping pero sí interfiere con una tarea temporal de discriminación de intervalos [64]. Esto podría sugerir que no todas las tareas temporales comparten los mismos recursos y que por lo tanto sería necesario distinguir entre distintos aspectos de lo temporal o distintas clases de tareas temporales. Por último, también existe la posibilidad de que el finger tapping sea una tarea que pueda realizarse con un nivel elevado de automatismo (*automaticity*, en la literatura), y que por lo tanto, deje recursos disponibles para realizar una tarea secundaria como la que usaron Miyake et al. sin que interfiera con la primera. Esta hipótesis se podría testear aumentando la dificultad de la tarea secundaria. En nuestro experimento hallamos evidencia de que el tapping en NORMAL tiene cierto grado de automatismo, ya que la carga mental reportada es menor en NORMAL que en ALTA. Teniendo en cuenta estas observaciones podemos descartar que el tapping sea una tarea estrictamente automática en el sentido en que lo establecen Kahneman y Chajczyk [47], es decir que el desempeño en la tarea no mejora cuando la atención está orientada hacia ella y no empeora cuando la atención se desvía de la tarea. En cambio, podemos concluir que encaja mejor en la categoría de parcialmente automática (es decir que puede realizarse sin atención pero el desempeño mejora si se le presta atención, [47]), ya que presenta rasgos de automatismo pero es vulnerable a la atención.

La fase de resincronización también se ve afectada por la atención. En nuestro trabajo encontramos que enfocar la atención al cambio de tempo aumenta la eficiencia en la resincronización. Este resultado puede considerarse que va en línea con los hallazgos de Repp [89], en cuyo trabajo desvía la atención del cambio de tempo y encuentra menor velocidad en la corrección (menor PCR). En ALTA estamos seguros de que los sujetos detectaron la perturbación en el primer bip después de la perturbación, pues les pedimos que lo respalden con el cambio de sensor. En NORMAL, no podemos decir que los sujetos hayan percibido el cambio de tempo en el primer bip después de la perturbación, pues no tenemos ningún control sobre ello. De acuerdo a la hipótesis de *prior entry*, que plantea que un estímulo atendido es

percibido más rápidamente que un estímulo no atendido [99], podemos suponer que los sujetos en ALTA perciben el cambio de tempo antes que los sujetos en NORMAL, y por lo tanto tienen más tiempo para el procesamiento. Esta puede ser una de las causas que explique las diferencias observadas en la eficiencia de resincronización entre ambos niveles de atención.

3.3.2. Correlatos neurales de la atención en sincronización sensomotora

Los ERPs auditivos correspondientes a ambos niveles de atención muestran diferencias en las componentes tempranas; lo cual ha sido interpretado en la literatura como un efecto de la atención [103, 1, 40, 29]. Las diferencias que encontramos entre NORMAL y ALTA son compatibles con la onda negativa de procesamiento (*processing negative wave*, en la literatura). La onda negativa de procesamiento es un corrimiento negativo de los ERPs asociados al estímulo atendido vs. al estímulo no atendido. Esta onda negativa de procesamiento comienza en la deflexión ascendente de N1 y puede durar algunos cientos de milisegundos y se manifiesta principalmente en la zona centro frontal (para una revisión de la literatura ver [68]). En particular, nuestros ERPs de NORMAL y ALTA presentan notorias similitudes con los ERPs *attended* y *unattended* de Teder ([103], figuras 1 y 2), obtenidos en un paradigma con estímulos auditivos dicóticos y con un ISI de 480 ms. En ambos trabajos se encuentra una modulación en P2 en el mismo sentido: el ERP de ALTA (*attended* en [103]) muestra una menor amplitud respecto al ERP de NORMAL (*unattended* en [103]). De acuerdo a estas observaciones, podemos suponer que las diferencias entre los ERPs de NORMAL y ALTA constituyen un respaldo electrofisiológico razonable para nuestra afirmación de que ambos grupos de sujetos están tapeando con distintos niveles de atención. Es importante notar que en la zona estacionaria preperurbación (zona a la cual corresponden los ERPs) la secuencia de estímulos no difiere entre las condiciones NORMAL y ALTA; por lo tanto, las diferencias que se encuentren en los ERPs pueden atribuirse inequívocamente a diferentes estados psicológicos y no a diferencias entre estímulos.

3.3.3. Sincronización sensomotora y feedback auditivo adicional

También se observa que el agregado de feedback auditivo no produce un efecto significativo sobre la asincronía media en la región preperurbación. Si bien hay una tendencia en el sentido en el que reportan Aschersleben y Prinz [6] de mejora de la exactitud, el efecto no parece ser tan notorio aquí. Sospechamos que esta dife-

rencia con el resultado de Aschersleben y Prinz puede explicarse por el el tipo de auriculares que usamos. La mitad de los sujetos fueron registrados con auriculares cerrados que aíslan muy bien al sujeto del ruido directo del tap. Para la otra mitad de los sujetos se usaron auriculares de canal auditivo porque los cerrados no dejaban espacio para el EEG. La desventaja de los auriculares de canal auditivo es que no poseen el mismo nivel de aislamiento que los auriculares cerrados y el sonido directo de los taps es más audible, lo cual creemos que contribuyó a diluir el efecto del agregado de feedback auditivo. Aunque, al comparar estadísticamente la asincronía en los dos conjuntos de datos (auriculares cerrados vs. auriculares de canal auditivo) y considerando al auricular como un factor entre no observamos diferencias significativas ni interacciones entre ambos grupos en el factor auricular. Una solución para enmascarar el sonido directo del tap podría ser incluir ruido blanco.

Encontramos que agregar feedback auditivo disminuye la eficiencia en la resincronización. Desde un punto de vista ingenuo este resultado es inesperado dado que el feedback auditivo le daría al sujeto acceso a mayor o mejor información, lo cual sugiere que hay interferencia. Es probable que “el feedback auditivo se mezcle con el estímulo y confunda” al sujeto en la fase de resincronización puesto que ambas series temporales (serie de estímulos y serie de feedbacks) están en la modalidad auditiva y superpuestas transitoriamente con distinto período. Es posible que el propio feedback auditivo le impida al sujeto identificar rápidamente el nuevo período por estar en la misma modalidad sensorial que el estímulo, y por lo tanto hacer las correcciones pertinentes para resincronizarse.

3.3.4. Comportamiento asimétrico en sincronización sensoriomotora

Finalmente, la fase de resincronización también es sensible al signo de la perturbación. Encontramos que las perturbaciones positivas (ralentización de tempo) tienen mayor eficiencia en la resincronización que las perturbaciones negativas (aceleración de tempo). Nuestro resultado se suma a lo reportado en la literatura en distintos paradigmas (percepción/producción), para distintos tipo de perturbaciones y con distintas formas de evaluar la resincronización [83, 82, 81, 89, 87, 78, 11, 45]. Esta asimetría frente al signo de la perturbación podría ser indicio de un mecanismo de corrección no lineal [11, 55]. Jang et al. [45] proponen una interesante explicación para esta asimetría: que, cuando se ven desde una perspectiva alineada con el estímulo, las perturbaciones positivas permiten un poco de tiempo adicional para que la atención o la preparación se activen (porque el estímulo se retrasa y la atención puede estar ya preparada cuando ocurre el estímulo), mientras que las perturbaciones negativas no lo hacen. Sin embargo, no hay una explicación consensuada

de por qué la corrección es más eficiente para las perturbaciones positivas.

Los resultados que obtuvimos para el ΔMA (figura 3.3) van en línea con resultados reportados anteriormente [11], y muestran que la perturbación de período tiene un efecto propio en la asincronía promedio que no se puede explicar por el valor posperturbación del período. Se observa que la MA posperturbación está en el sentido opuesto al esperado si solo se considera el cambio paramétrico de período (excepto la condición NORMAL CONF, en la que este efecto no es tan evidente). El efecto es más notorio en las perturbaciones negativas, lo cual define una asimetría, también reportada por Bavassi et al. [11].

3.4. Conclusiones

- El mecanismo de corrección de asincronías es vulnerable a la atención orientada al aspecto temporal. La atención orientada al tiempo mejora la exactitud.
- La eficiencia en la resincronización ante una perturbación de período aumenta con la atención, pero no con el agregado de feedback.
- La perturbación tiene un efecto sobre el procesamiento temporal diferente al que tiene una variación de período de la misma magnitud.

Capítulo 4

EEG Y ALGORITMO TAPADJAR

En una tarea de finger tapping, es de esperar que el EEG registre componentes asociadas al tap, debidas principalmente al movimiento del dedo y a la sensación táctil, y componentes asociadas al estímulo auditivo. En este capítulo proponemos un método para desacoplar ambas contribuciones y obtener, de esta manera, las componentes asociadas exclusivamente al estímulo auditivo y al efecto que la atención pudiera tener sobre ellas.

4.1. Introducción

4.1.1. Algoritmo para remover la distorsión debida al solapamiento de los ERPs cercanos en el tiempo

En finger tapping en régimen de sincronización es de esperar que exista algún grado de solapamiento entre los ERPs asociados a las respuestas y los asociados a los estímulos, pues los procesos neurales involucrados tienen duraciones en el orden de las pocas centenas de milisegundos (al igual que el período del estímulo) y el sujeto debe comenzar la acción motora del siguiente tap probablemente mientras percibe y procesa su performance en el paso anterior [55, 10, 11]. Sería deseable tener un método para desacoplar ambas contribuciones y así atenuar las distorsiones debidas a los ERPs vinculados a las respuestas para obtener una estimación de los ERPs vinculados al estímulo y comparar estos ERPs auditivos con la extensa literatura sobre atención y estímulos auditivos [68]. En este capítulo proponemos una adaptación de un método ya existente en otros paradigmas experimentales.

Nos basamos en el método Adjar diseñado originalmente para ser aplicado en un paradigma de atención selectiva con estímulos auditivos dicóticos y con presentaciones rápidas de estímulos con ISIs de 300 ms o incluso menores [116]. En este paradigma es de esperar que con un ISI del orden de los 300 ms o menor se produzca una superposición entre el ERP generado por un estímulo y el siguiente. El

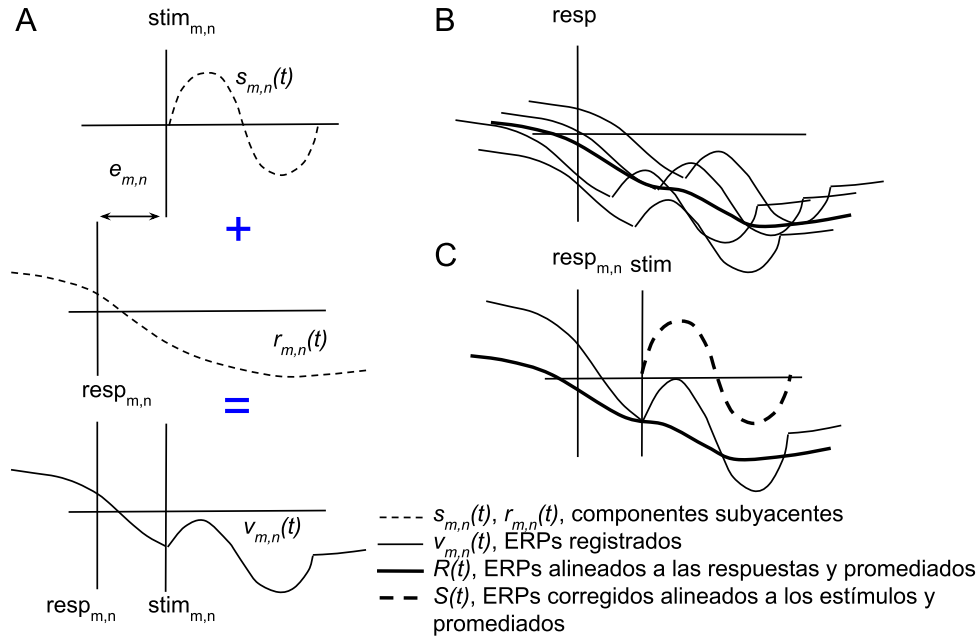


Figura 4.1: (A) Componentes subyacentes (inaccesibles) de la época m , n (secuencia m , bip n). $s_{m,n}(t)$ es la componente relacionada al estímulo auditivo; contenido en frecuencias altas. $r_{m,n}(t)$ es la componente relacionada a la respuesta; contenido en frecuencias bajas y altas. $v_{m,n}(t) = s_{m,n}(t) + r_{m,n}(t - e_{m,n})$ es la época individual (registrada). $e_{m,n}$ es la asincronía de la época m , n . (B) Las épocas individuales $v_{m,n}(t)$ son alineadas al tap y promediadas. Las frecuencias altas resultan atenuadas. El resultado $R(t)$ es la respuesta promedio; y se considera un estimador de $r_i(t)$. (C) $R(t)$ se desplaza temporalmente de acuerdo a $e_{m,n}$ y se sustrae a $v_{m,n}(t)$. La componente relacionada a la respuesta se remueve de la época m , n ; el resultado de esta substracción individual es $s'_{m,n}(t)$ (no mostrada en la figura). Esto se repite para todas las épocas y los resultados $s'_{m,n}(t)$ son alineados al estímulo y se promedian. El resultado, $S(t)$, es una estimación del ERP relacionado con el estímulo auditivo.

método presentado por Woldorff sirve para remover las distorsiones debidas a los ERPs adyacentes y obtener una estimación del ERP que se obtendría si no hubiera solapamiento.

A continuación describiremos nuestra adaptación de dicho método al paradigma experimental de finger tapping con sincronización y que llamamos TapAdjar. Nos basamos en la idealización de que cada época registrada por el EEG está compuesta solo por dos grandes componentes, inaccesibles por el experimentador de manera directa: una asociada al estímulo (bip) y otra asociada a la respuesta (tap) correspondiente (figura 4.1A). La idea general es estimar el ERP “puro” asociado a las respuestas (figura 4.1B) y restarlo al ERP “total” alineado al estímulo (figura 4.1C); el resultado será un ERP sin contaminación de potenciales sensorimotors asociados a la respuesta.

4.1.2. Procedimiento

Paso 1. Definimos la época m, n como aquella que comprende la actividad en el EEG asociada al estímulo n con su correspondiente respuesta perteneciente a la secuencia m , para cada electrodo, sujeto y condición. La asincronía correspondiente a la época m, n se define como la diferencia temporal entre el estímulo n y la respuesta m , $e_{m,n} = t_{resp_{m,n}} - t_{stim_{m,n}}$. Asumimos que la señal registrada del EEG se conforma con la superposición de dos componentes principales (Hipótesis I): a) una variación del voltaje debida al estímulo m, n y a los efectos de la atención; llamamos a esta componente $s_{m,n}(t)$; b) una variación del voltaje relacionada a la actividad sensomotora del tap m, n ; llamamos a esta componente $r_{m,n}(t)$ (figura 4.1A). Estas dos componentes son inaccesibles individualmente a través de una medición directa del EEG, ya que se encuentran superpuestas. Considerando la asincronía $e_{m,n}$ entre ambas componentes la época m, n puede escribirse como

$$v_{m,n}(t) = s_{m,n}(t) + r_{m,n}(t - e_{m,n}) \quad (4.1)$$

donde $v_{m,n}(t)$ es el voltaje real medido en el EEG para la época m, n (figura 4.1A). A continuación se alinean a las respuesta las épocas $v_{m,n}(t)$ y se promedia a lo largo a todas las épocas:

$$R(t) = \frac{1}{N} \sum_{m,n} v_{m,n}(t + e_{m,n}) \quad (4.2)$$

donde N es el número total de épocas para cada electrodo, sujeto y condición; $R(t)$ es el promedio de los ERPs alineados a la respuesta (en la literatura comúnmente llamado *averaged resp-locked ERP*) (figure 4.1B). Consideramos que $R(t)$ es la estimación del ERP “puro” $r_{m,n}(t)$ asociado a las respuestas, es decir, libre de contaminación proveniente de las componentes asociadas al estímulo (Hipótesis II).

Paso 2. A continuación estimamos el $s_{m,n}(t)$, la componente asociada exclusivamente al estímulo auditivo m, n . Para esto despejamos en la ecuación 4.1:

$$s_{m,n}(t) = v_{m,n}(t) - r_{m,n}(t - e_{m,n}) \quad (4.3)$$

y reemplazamos $r_{m,n}(t)$ por la estimación $R(t)$ (Hipótesis III) desplazada de acuerdo a la asincronía correspondiente a esa época, para obtener $s'_{m,n}(t)$ como estimación de $s_{m,n}(t)$:

$$s'_{m,n}(t) = v_{m,n}(t) - R(t - e_{m,n}) \quad (4.4)$$

El proceso se repite para las N épocas. Finalmente, los N $s'_{m,n}(t)$ resultantes se

promedian alineados al estímulo y se obtiene el promedio de los ERPs alineados al estímulo y corregido (comúnmente llamado por su nombre en la literatura *averaged stim-locked ERP* corregido), o estimación del ERP asociado exclusivamente al estímulo auditivo (figura 4.1C):

$$S(t) = \frac{1}{N} \sum_{m,n} s'_{m,n}(t) \quad (4.5)$$

4.1.3. Justificación de las hipótesis

Nuestra propuesta requiere asumir algunas hipótesis que, excepto la primera, son equivalentes a las que asume Woldorff. Aquí las enunciamos con la terminología de finger tapping.

Hipótesis I: *Cada época registrada por el EEG está compuesta solo por dos grandes componentes: una asociada al estímulo y otra asociada a la respuesta correspondiente. Consideramos además que cada época es la suma de las componentes solo correspondientes a esa época y que la superposición con épocas adyacentes es de menor importancia (primer orden de aproximación, según la terminología empleada por Woldorff, [116]).*

En finger tapping, la actividad en el EEG asociada a las respuestas se encuentra superpuesta con la asociada a los estímulos [78]. Los ERPs alineados al estímulo, a pesar del filtrado producto de la variabilidad propia de las asincronías, también muestran remanentes de la actividad sensomotora vinculada a las respuestas. Esta actividad remanente se hace notoria en una deflexión negativa del potencial, principalmente con contenido de frecuencias bajas, en la región previa a la ocurrencia del estímulo, que se superpone luego con el desarrollo del ERP auditivo [78, 90]. De acuerdo a la literatura, podemos suponer razonablemente que esta deflexión de baja frecuencia del potencial corresponde al potencial posmovimiento (*post-movement potential*, en la literatura) que observaron Gerloff y sus colaboradores ([37], fig.2). Además de las componentes asociadas al movimiento del dedo, hay que considerar la presencia de otras componentes. Por ejemplo, cuando el dedo toca el sensor se generan ERPs asociados a la estimulación táctil. Estos ERPs tienen presumiblemente contenido en frecuencias y latencias similares a los ERP auditivos [29, 30]. Para las condiciones con feedback hay que considerar también la presencia de un ERP auditivo vinculado al feedback auditivo. En resumen, todas estas componentes, potencial posmovimiento, ERPs somatosensoriales y ERP asociado al feedback auditivo pueden considerarse asociadas al tap. Respecto a las componentes asociadas al estímulo consideraremos los ERP auditivos debidos al estímulo y los efectos que la atención pudiera tener sobre ellos. Por último, podría considerarse también un

potencial vinculado a la preparación del movimiento (*readiness potential*) o incluso un CNV (*contingent negative variation*) relativo al movimiento de cambio de sensor (se da 1 vez por secuencia y solo en condición ALTA, ver Métodos), pero experimentalmente no observamos ninguna deflexión que pudiera ser compatible con estos potenciales. Cabe recordar que la región de interés para comparar ERPs es la fase estacionaria pre-perturbación y que el movimiento de cambio de sensor se produce después de la perturbación temporal, o sea, fuera de la región de interés. Por lo tanto los potenciales vinculados al inicio y al posmovimiento de cambio de sensor no serán tenidos en cuenta.

Hipótesis II: *El ERP promedio alineado a la respuesta presenta contaminación debida a las componentes auditivas relacionadas al estímulo, pero cuando el número de respuestas promediadas es suficientemente grande esta contaminación es despreciable.*

Como se dijo más arriba, los ERPs alineados al estímulo presentan una deflexión negativa de baja frecuencia en la zona previa al estímulo. Esta deflexión es un remanente de las componentes asociadas al tap [78]. Esto hace que el contenido en frecuencias de la actividad alineada al tap (potencial posmovimiento, potencial del feedback auditivo y potencial somatosensorial) no sea el mismo que el de la actividad alineada a los estímulos auditivos. Suponemos que la actividad alineada al tap contiene frecuencias bajas, sobre todo provenientes del potencial posmovimiento, así como frecuencias más altas provenientes de las otras contribuciones. En cambio, la actividad asociada a los estímulos auditivos contiene menor proporción de frecuencias bajas. Esta asimetría en el contenido de frecuencias tiene consecuencias importantes: cuando se promedian las épocas alineadas a las respuestas, las componentes de frecuencias altas asociadas al estímulo son filtradas por la propia variabilidad de las asincronías. Esto hace posible “aislar” o, en todo caso, obtener una aproximación del ERP “puro” asociado a las respuestas. No sucede lo mismo cuando se promedian las épocas alineadas al estímulo: la variabilidad de las asincronías puede actuar como filtro de las componentes de alta frecuencia provenientes de la actividad asociada al tap, pero no para las bajas. Las frecuencias bajas persisten en el promedio alineado al estímulo.

Hipótesis III. *En términos de la actividad del EEG, se asume que todas las respuestas dadas por un sujeto en una condición de atención y feedback, y en un electrodo, son equivalentes; y el ERP promedio alineado a las respuestas, $R(t)$, puede ser considerado un estimador de las componentes individuales vinculadas a las respuestas $r_{m,n}(t)$. Es decir, $R(t) \sim r_{m,n}(t)$.*

Consideramos tres razones que podrían generar diferencias entre una respuesta

individual y otra: superposición de respuestas adyacentes, ruido en el EEG y valor de asincronía; a continuación, exponemos los motivos que nos permiten despreciar su efecto. Respecto al primer punto, solo se considera que existe superposición entre la actividad asociada a la respuesta y al estímulo que corresponden a la misma época; eventuales superposiciones entre cualquiera de ellos y los de épocas adyacentes se consideran correcciones de mayor orden y por lo tanto las despreciamos (Hipótesis I). Normalmente un período largo entre estímulos, como el de 600 ms usado en nuestro trabajo, es considerado suficientemente seguro para minimizar superposición entre épocas adyacentes [1, 103, 116]. La segunda razón que podría hacer que una respuesta individual sea distinta a otra es el ruido natural del EEG, pero normalmente este se modula como ruido blanco [116], de manera que al promediar una cantidad suficientemente grande de épocas se reduce considerablemente. Finalmente, una respuesta individual podría ser diferente a otra según el valor de asincronía correspondiente a esa respuesta. Es razonable sospechar que la actividad generada por una respuesta correspondiente a una asincronía de, por ejemplo, -250 ms es distinta a la que genera una respuesta cuya asincronía es de $+150$ ms. Pero como se comentó en el capítulo de Métodos, las épocas con valores de asincronía extremos fueron descartadas. Solo se conservaron las épocas con asincronías comprendidas entre -170 y $+80$ ms, lo cual reduce la posible variabilidad en los ERPs por esta razón.

4.2. Resultados

En la figura 4.2 se muestran los ERPs promedio entre todos los sujetos, para las condiciones de atención NORMAL y ALTA (condiciones de feedback promediadas) correspondientes al promedio entre los ocho electrodos de la zona fronto central (AF3, F3, F7, FC5, FC6, F8, F4, AF4). En el panel A, se observan los ERPs alineados al estímulo antes de que se aplicara el método TapAdjar. Se observa una deflexión negativa de baja frecuencia del potencial antes de la ocurrencia del estímulo (línea discontinua vertical), tal como observó Praamstra; quien además aportó evidencia de que dicha deflexión es producto de la actividad asociada al tap [78]. Sobre esta deflexión negativa se inscribe luego, el ERP auditivo que aparece distorsionado, respecto a un ERP auditivo canónico con sus tres picos característicos, P1, N1 y P2. En el panel B se observan los ERPs alineados a la respuesta. Una comparación estadística basada en permutaciones aleatorias entre sujetos (*bootstrapping*, por su nombre en inglés) muestra que los ERPs alineados al estímulo de NORMAL y ALTA no presentan diferencias significativas en ninguna ventana temporal dentro de los -100 a 300 ms respecto a la ocurrencia del tap. En el panel C se observan los ERPs luego de aplicar el TapAdjar (tal como se mostraron en la figura 3.4A). Aquí,

nuevamente, se observan las condiciones de feedback promediadas para un conjunto de ocho electrodos promediados. Cabe aclarar que el TapAdjar fue aplicado para cada sujeto, cada condición y cada electrodo antes de efectuar los promedios mencionados. Se observa ahora que la zona previa al estímulo ya no presenta la deflexión negativa, y si bien los ERPs no muestran una línea de base constante en $0V$, ambos ERPs parecen salir de valores cercanos a cero, lo cual es conveniente para comparar valores de amplitud entre condiciones. También se observa que se dibuja un primer pico que puede identificarse con P1, con lo cual los ERPs se asemejan más a un ERP auditivo canónico, producto de un estímulo auditivo aislado. Las bandas de error en los ERPs corregidos son menores que en los ERPs sin corregir, esto sugiere que el método no tiene un efecto azaroso sobre los ERPs.

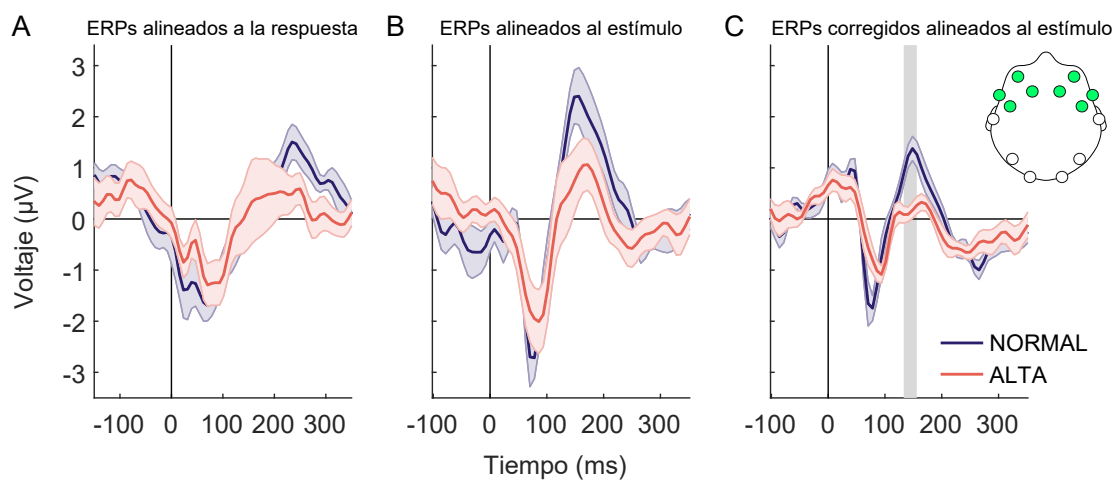


Figura 4.2: (A) ERPs alineados a la respuesta. (B) ERPs alineados al estímulo. Se observa la deflexión negativa del potencial en la zona previa al estímulo. (C) ERPs alineados al estímulo y corregidos (como se mostraron en la figura 3.4A). Se observa que desaparece la deflexión negativa antes del estímulo, y si bien esta zona no es chata en toda su extensión, tanto el ERP de ALTA como el de NORMAL parecen provenir del mismo valor de línea de base. También se dibuja un primer pico asociable a P1, tal como se esperaría en un ERP auditivo canónico. **Notas:** En (A), la línea discontinua vertical indica el momento de ocurrencia del tap, en (B) y en (C), el momento de ocurrencia del estímulo. Los tres paneles muestran el promedio general de los ERPs, donde las condiciones de feedback fueron promediadas. El método TapAdjar fue aplicado en cada sujeto, condición y electrodo antes de promediar las condiciones feedback. Las bandas de error representan el error estándar entre sujetos.

4.3. Conclusiones

- Los resultados sugieren que el método TapAdjar es útil a efectos de desacoplar las componentes de los ERPs asociadas a las respuestas de las asociadas a los

estímulos. En la sección 8.5 proponemos un experimento para la validación del método.

Capítulo 5

LA FUERZA Y SU VARIABILIDAD

El objetivo de este capítulo es estudiar los orígenes de la variabilidad de la fuerza de tapeo en una tarea de finger tapping con metrónomo, y adicionalmente investigar su dependencia con los factores feedback y atención. Las razones por las cuales nos interesa estudiar este tema se basan en la posibilidad de que la fuerza y su variabilidad estén relacionadas con el aspecto temporal de la tarea, como veremos en los siguientes capítulos. El método para estudiar los orígenes de la variabilidad está basado en una comparación entre diferentes trabajos.

5.1. Introducción

5.1.1. La curva de Fuerza vs. Variabilidad de la fuerza

En estudios de control motor, es común el reporte de la variabilidad de la fuerza, puesto que a partir de su relación con la fuerza, se pueden realizar inferencias sobre la organización fisiológica muscular subyacente [25]. Uno de los modelos clásicos sobre la organización fisiológica muscular es el principio del tamaño (conocido como *size principle*, en la literatura) [42], que supone que las neuronas motoras son reclutadas en un orden que va de menor a mayor tamaño, lo cual da origen a una predicción que establece una relación lineal entre $SD(F)$ y F (variabilidad de la fuerza y fuerza, respectivamente). Sin embargo, la forma de la curva $SD(F)$ vs. F , no es consistente a lo largo de los trabajos y depende del tipo de tarea empleada y del rango de fuerzas estudiado [24]. Por ejemplo, Schmidt [92] reporta una relación lineal para una tarea discreta de tomar con la mano (agarrar o *grasping*); Christou y Carlton [24] encuentran una relación lineal con achatamiento para grandes fuerzas en contracciones discretas del fémur; Slifkin y Newell [98] describen una relación exponencial para una tarea de fuerza continua con el dedo índice en flexión, incluso se ha reportado una relación sigmoidea en contracciones musculares simuladas con modelos basados en las características fisiológicas conocidas [119], o una forma de

U invertida para una tarea discreta de tomar con la mano [96]. En tapping con el dedo y con la mano existen trabajos que reportan que la variabilidad de la fuerza aumenta con la fuerza pico, en una relación aproximadamente lineal [100, 49].

En un contexto con resultados tan disímiles es pertinente plantear la necesidad de un estudio transversal que permita detectar posibles regularidades en la forma de factores no controlados o factores de confusión. Una manera de realizar este análisis es tomar aquellos trabajos que reportan una forma lineal o aproximadamente lineal de la curva $SD(F)$ vs. F , o en su defecto, considerar el rango en que esta es lineal, y comparar entre los distintos trabajos las pendientes de dicha relación. Seguidamente, se pueden establecer correlaciones entre la tasa de aumento de la variabilidad de la fuerza (pendiente) y el tipo de tarea empleada. Este enfoque tiene la ventaja de permitir una comparación cuantitativa entre trabajos; comparación que no es posible realizar si solo se observan las formas de las curvas.

Algunos trabajos han reportado una ordenada al origen distinta de cero en la relación $SD(F)$ vs. F y han descartado causas metodológicas como posible explicación [109, 92]. En un experimento en el que se practicaron contracciones involuntarias inducidas eléctricamente se reportó una variabilidad de la fuerza constante, que los autores atribuyen a la contracción muscular [46]. Compararemos también el valor de la ordenada al origen entre distintos trabajos para identificar posibles regularidades.

5.1.2. Orígenes de la variabilidad de la fuerza

Origen fisiológico de la variabilidad de la fuerza

El control de la fuerza se ejerce básicamente a través de dos mecanismos: el reclutamiento sucesivo de unidades motoras de cada vez mayor tamaño y la tasa de disparos [25, 98, 31, 67]. De acuerdo al principio del tamaño, se acepta que existe un orden en la activación de las unidades motoras que va desde la más pequeña a la más grande [42]. Es decir que para ejecutar una fuerza pequeña el sistema motor solo necesita activar las unidades motoras pequeñas. Conforme la fuerza requerida aumenta, son activadas las unidades motoras de mayor tamaño. Este orden de reclutamiento predice una relación lineal entre la fuerza y su variabilidad. Cuando la fuerza requerida es pequeña, un error en la cantidad de unidades motoras reclutadas da un error pequeño en la fuerza ejercida. En cambio, cuando la fuerza requerida es grande, un error en la cantidad de unidades motoras reclutadas tiene como consecuencia un error grande en la fuerza producida. Ahora bien, cuando la fuerza producida alcanza un determinado porcentaje de la fuerza máxima que un músculo es capaz de producir, la totalidad de las unidades motoras de un músculo están reclutadas y el sistema motor debe emplear otro mecanismo para seguir aumentando la fuerza: un aumento en la tasa de disparos [26, 25, 67]. Este cambio de régimen se

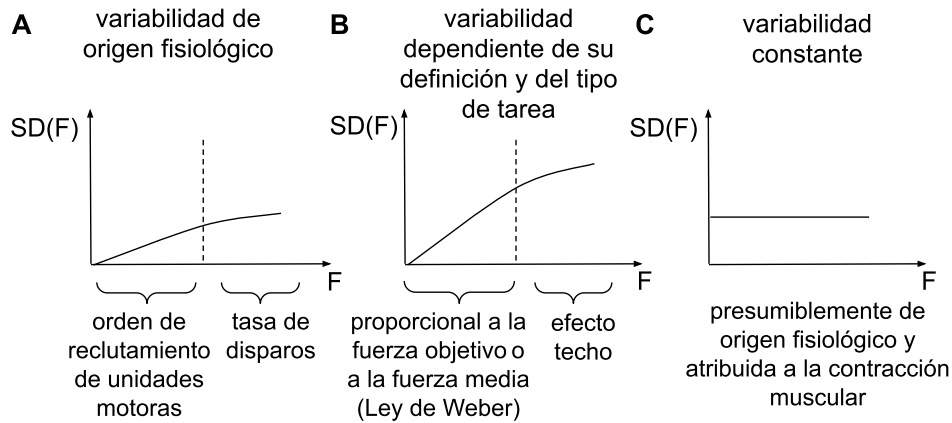


Figura 5.1: Los orígenes de la variabilidad de la fuerza.

da para un porcentaje de la fuerza máxima que varía según el músculo, por ejemplo, para músculos de la mano o para el fémur todas las unidades motoras se ven reclutadas cuando la fuerza alcanza un 50 % de la fuerza máxima; para los músculos del brazo este porcentaje es del 85 % [26, 25]. El cambio de mecanismo en la producción de la fuerza se ve reflejado en un achatamiento de la curva para el cual existe evidencia experimental [25, 56] y evidencia proveniente de modelizaciones del mecanismo de producción de fuerza ([119]; [36], fig.2 A). En resumen, los modelos sobre el ordenamiento fisiológico y sobre la tasa de disparos predicen que la forma de la curva $SD(F)$ vs. F es lineal con un achatamiento que comienza a manifestarse para valores grandes de fuerza, lo cual está de acuerdo con la evidencia. Cabe mencionar que en trabajos relativamente recientes se propone que las causas principales de la variabilidad de la fuerza son diferentes de las que consideramos nosotros en el presente trabajo (principio del tamaño y cambio en la tasa de disparos). Estos trabajos plantean que las variaciones de fuerza se deben a la presencia de oscilaciones de baja frecuencia, que podrían ser producto de una interferencia con el ritmo respiratorio [66, 54]. Sin embargo, cualesquiera sean las causas que expliquen la forma de la curva $SD(F)$ vs F los resultados que exponemos en el presente capítulo seguirían siendo válidos, pues están basados en los datos experimentales. Solo habría que modificar las hipótesis acerca de los mecanismos que dan origen a la curva observada.

Causas no fisiológicas de la variabilidad de la fuerza

La relación $SD(F)$ vs. F ha sido estudiada bajo paradigmas que emplean tareas que pueden clasificarse en discretas o en continuas. Las tareas discretas son aquellas en las que se requiere que los sujetos realicen pulsos cortos de fuerza, típicamente con un tiempo al pico de fuerza del orden de los 200 ms o menos [24]. Usualmente se le pide al sujeto que ejerza una fuerza cuya intensidad debe hacer coincidir con una fuerza objetivo (llamada convencionalmente *target force*, en la literatura), fijada

por el experimentador; aunque como veremos, también se puede prescindir de la fuerza objetivo y estudiar las variaciones espontáneas de la fuerza alrededor de su media, como en nuestro trabajo. En los paradigmas discretos, la variabilidad de la fuerza se define como la desviación estándar de la fuerza máxima entre los sucesivos intentos (variabilidad *inter-trial*, en inglés) (figura 5.2B). Hay que mencionar que los sujetos suelen tener feedback visual de la fuerza ejercida que pueden comparar con la fuerza objetivo, pero al ser tan cortos los pulsos de fuerza no tienen posibilidad de corregir una vez iniciado el pulso: los sujetos solo pueden usar la experiencia de los intentos previos para mejorar la ejecución en los intentos siguientes. A su vez, las tareas discretas pueden dividirse en isométricas y en aquellas en las que el efector está en movimiento. En las isométricas, el sujeto debe realizar un pulso de fuerza sin desplazamiento apreciable del efector, por ejemplo manteniendo todo el tiempo el dedo apoyado en el sensor y realizando contracciones musculares sin perder el contacto del dedo con la superficie; mientras que en las tareas en las que el efector está en movimiento el contacto con el sensor se realiza durante un breve período de tiempo y luego el efector se retira.

Las tareas continuas isométricas son aquellas en las que se le pide al sujeto mantener un valor de fuerza constante, con el efector en condición isométrica y durante un largo período de tiempo, típicamente del orden de los segundos. Durante este intervalo de tiempo el sujeto suele disponer de feedback visual de la fuerza, lo que le permite realizar correcciones si el valor de la fuerza ejercida se aleja apreciablemente del valor de fuerza objetivo. En estos paradigmas, la variabilidad de la fuerza se define como la desviación estándar en un continuo de valores de fuerza durante un período de tiempo típicamente del orden de los segundos. En este caso, la variabilidad de la fuerza se calcula dentro de un mismo intento (variabilidad *intra-trial*, en inglés) (figura 5.2A).

Es de esperar que las tareas discretas, con pulsos de fuerza tan cortos y con una variabilidad definida entre valores de distintos intentos, presenten una variabilidad de la fuerza mayor a la que se encuentra en las tareas continuas, en las que la variabilidad se calcula dentro de un continuo de valores de fuerza y además los sujetos pueden corregir el valor de fuerza. Como puede inferirse, esta diferencia de variabilidades entre paradigmas no tiene nada que ver con el ordenamiento fisiológico de las neuronas motoras y sí depende del tipo tarea y de la definición de variabilidad empleada.

Los reportes de la relación $SD(F)$ vs. F para los trabajos que utilizaron tareas discretas son del tipo lineal [92, 49] o lineal con achatamiento [97, 24]. En las tareas discretas se asume que la variabilidad de índole fisiológica es mucho menor que la asociada a la tarea [25], por lo tanto se puede considerar que los resultados de estos trabajos constituyen una buena estimación de la variabilidad de origen no fisiológico.

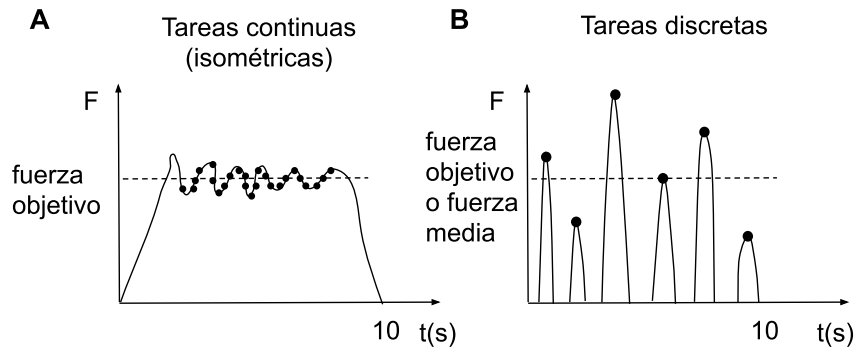


Figura 5.2: Definición de variabilidad de la fuerza según el tipo de tarea. En el eje del tiempo se muestran valores típicos. Los puntos negros representan los valores de fuerza sobre los cuales se calcula la variabilidad. Las características de las tareas y la forma en que se define la variabilidad de la fuerza en cada una hacen que la variabilidad inherente al tipo de tarea sea mayor en las tareas discretas que en las continuas. (A) Tarea isométrica continua. El sujeto debe sostener una fuerza objetivo por varios segundos. La variabilidad de la fuerza se calcula sobre un continuo de valores de fuerza dentro del mismo intento (variabilidad *intra-trial*, en inglés). La dispersión de la fuerza alrededor de la media es pequeña ya que el sujeto recibe feedback sobre la fuerza que está ejerciendo y puede corregir la fuerza ejercida instante a instante. (B) Tareas discretas. El sujeto realiza “pulsos” de fuerza discretos. En el caso de tener una fuerza objetivo no tiene posibilidad de corregir la fuerza ejercida una vez iniciada la contracción muscular ya que cada pulso tiene una duración del orden de unos pocos cientos de milisegundos. La variabilidad de la fuerza se calcula entre los valores de la fuerza pico correspondiente a los sucesivos intentos, representados por los puntos negros en la figura (variabilidad *inter-trial*, en inglés).

De acuerdo a estas consideraciones, en la figura 5.1B, se representa esquemáticamente la variabilidad de la fuerza asociada a factores no fisiológicos, que exhibe también una forma de recta con achatamiento, aunque con mayor pendiente que la variabilidad asociada a causas fisiológicas, mostrada en el panel A. La primera sección de la curva muestra un aumento lineal con F , como puede esperarse de acuerdo a la Ley de Weber [19]; luego, para fuerzas grandes se observa un achatamiento que puede deberse a un efecto techo [97]. Este efecto puede darse por el sesgo que introduce ejercer una fuerza cerca del límite fisiológico: no es posible producir una fuerza más allá de este límite, por consiguiente disminuye el rango de fuerzas producidas (en relación a la fuerza media) y por ende, su variabilidad.

Variabilidad independiente de la fuerza (constante)

En un trabajo en el que se emplearon contracciones involuntarias inducidas eléctricamente (NMES, en la literatura) se reportó la presencia de una variabilidad constante, independiente de la fuerza [46]. Los autores propusieron la hipótesis de que esta variabilidad podría deberse a la propia contracción muscular ya que está presente aún en ausencia de una fuerza bajo control voluntario. En la figura 5.1C,

se muestran esquemáticamente los resultados experimentales surgidos del trabajo mencionado. Por otro lado, varios trabajos han reportado una ordenada al origen significativamente distinta de cero en la relación $SD(F)$ vs. F [109, 92, 46] sobre la cual aún no hay acuerdo en sus causas. Schmidt y sus colaboradores [92] realizan varias especulaciones acerca de la ordenada al origen distinta de cero entre las cuales contemplan posibles errores de medición, pero Todorov [109] descarta esta hipótesis en su trabajo, pues mide el ruido del sensor y lo elimina. A su vez, Todorov plantea la hipótesis de que puede deberse a contracciones simultáneas del músculo agonista y del antagonista que se dan cuando el efector (dedo pulgar) se sostiene en una posición estable. En nuestro trabajo contemplamos la posibilidad de que la ordenada al origen distinta de cero sea una manifestación de la variabilidad propia de la contracción muscular.

5.1.3. Dependencia de la curva $SD(F)$ y F respecto a los factores feedback y atención

La relación entre $SD(F)$ y F es una pieza importante para entender algunos resultados relacionados con el aspecto temporal de la tarea (capítulo 6), por lo tanto es de relevancia para nuestro trabajo determinar si la curva $SD(F)$ vs. F depende de los factores incluidos en el diseño experimental, es decir, feedback y atención (sobre el factor signo de perturbación ver sección 5.1.4). Respecto a la atención, existen trabajos de control motor que sugieren que bajo la condición de tarea doble, la variabilidad en la fuerza es mayor que bajo la condición de tarea simple [104]. De acuerdo a estos antecedentes, y considerando el rango lineal de la curva $SD(F)$ vs. F , podríamos esperar observar un aumento en el valor de los parámetros, pendiente y ordenada al origen, en la condición de atención ALTA respecto a la condición NORMAL. Un aumento de la pendiente implicaría que el efecto de la atención sobre $SD(F)$ es proporcional a la fuerza y un aumento de la ordenada al origen implicaría que el efecto de la atención sobre $SD(F)$ es independiente de la fuerza.

5.1.4. Nuestro trabajo

Los datos de fuerza de tapeo que presentaremos en este capítulo se recabaron simultáneamente con los datos de asincronía, EEG y carga mental que se presentaron en los capítulos 3 y 4. Por lo tanto el diseño experimental y los sujetos son los mismos que se describieron en el capítulo 2. En este capítulo presentaremos los datos de fuerza correspondientes a la región preperturbación en la forma de la curva $SD(F)$ vs. F para las cuatro condiciones de atención y feedback (se juntaron los datos de ambas perturbaciones de período POS y NEG, ya que no se esperan diferencias en el factor signo de perturbación antes de la perturbación). Compararemos las curvas

$SD(F)$ vs. F con los reportes de otros trabajos con el objetivo de entender, de esta manera, los posibles orígenes de la variabilidad de la fuerza en una tarea de finger tapping con sincronización.

5.2. Resultados

5.2.1. Las curvas $SD(F)$ vs. F muestran una relación lineal fuerte

Para cada una de las condiciones de atención y feedback se practicó una regresión lineal entre $SD(F)$ y F (pendiente, p-valor de la pendiente, ordenada al origen, p-valor de la ordenada al origen, R^2 , coeficiente de Pearson: NORMAL SINf: 0,095, $2 \cdot 10^{-7}$, $7 \cdot 10^{-6}$ ua, 0,009, 0,75, +0,86; NORMAL CONf: 0,11, $7 \cdot 10^{-7}$, $7 \cdot 10^{-6}$ ua, 0,01, 0,73, +0,84; ALTA SINf: 0,078, $2 \cdot 10^{-8}$, $8 \cdot 10^{-6}$ ua, $7 \cdot 10^{-5}$, 0,79, +0,89; ALTA CONf: 0,098, $3 \cdot 10^{-10}$, $6 \cdot 10^{-6}$ ua, $6 \cdot 10^{-5}$, 0,86, +0,93). Tanto la pendiente como la ordenada al origen presentan valores significativamente distintos de cero para las cuatro condiciones. Para evaluar la posibilidad de que los sujetos que tapearon con mayor fuerza (puntos aislados en los gráficos) generaran correlaciones artificiales, se realizó una regresión lineal excluyendo a estos sujetos (los dos con más fuerza en cada condición de atención). El resultado de esta segunda regresión fue muy similar al que se obtuvo cuando los sujetos mencionados estuvieron contemplados. También se compararon las pendientes y las ordenadas al origen de las rectas usando un modelo de análisis de covarianza de una vía (ANOCOVA), en Matlab®. Para evaluar posibles efectos del feedback se juntaron las dos condiciones de atención en dos grupos, SINf y CONf, con 44 sujetos cada uno. Los p-valores de la comparación fueron de 0,110 para las pendientes y 0,736 para las ordenadas al origen, lo cual indica que las pendientes de las rectas son indistinguibles entre sí según el factor feedback, al igual que las ordenadas al origen. De manera similar, para evaluar posibles efectos de la atención sobre las pendientes y ordenadas al origen se juntaron las dos condiciones de feedback en dos grupos, NORMAL y ALTA. Los p-valores de la comparación fueron 0,399 para las pendientes y 0,887 para las ordenadas al origen, lo cual indica que las pendientes de las rectas son indistinguibles entre sí según el factor atención, al igual que las ordenadas al origen. En resumen, los parámetros de las relaciones lineales de las cuatro condiciones no dependen de ninguno de los dos factores, por lo tanto puede asumirse que las rectas de regresión son estadísticamente indistinguibles entre sí; aunque con la salvedad de que no se evaluaron posibles efectos de interacción.

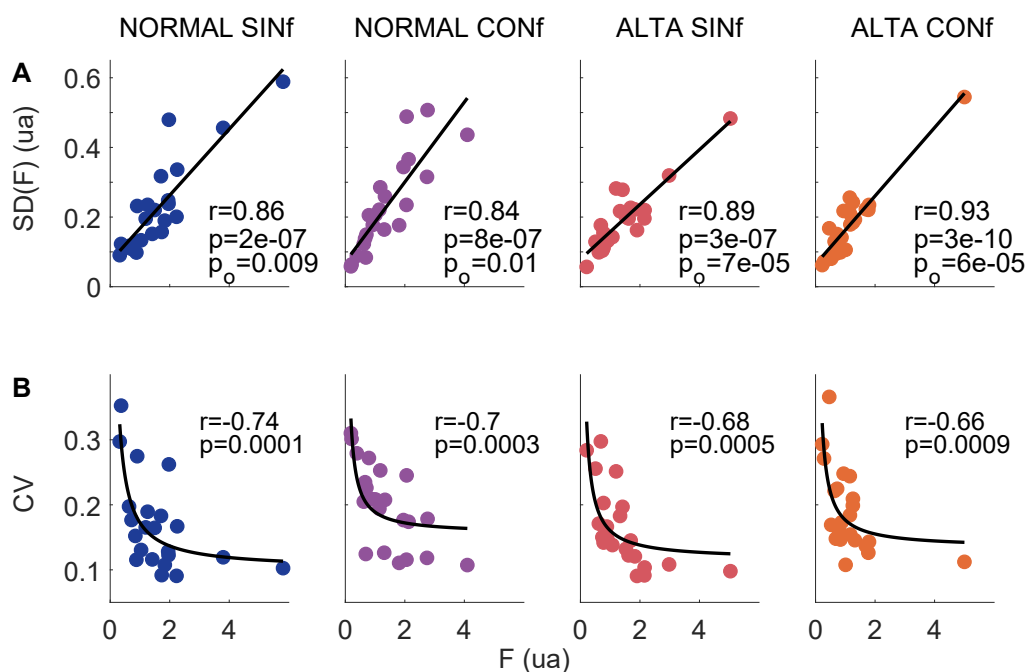


Figura 5.3: (A) Relación $SD(F)$ vs. F para todas las condiciones. La variabilidad de la fuerza aumenta linealmente con la fuerza. Cada punto representa un sujeto. Para cada condición se muestran de arriba hacia abajo los valores del coeficiente de Pearson (r), el p -valor de la pendiente y el p -valor de la ordenada al origen. En las cuatro condiciones, se observa una tendencia lineal fuerte. Considerando que la ordenada al origen es significativamente distinta de cero se deduce naturalmente la dependencia inversa entre CV y F que se ve en el panel B (sección 5.3.3). (B) Coeficiente de variación de la fuerza en función de la fuerza para las cuatro condiciones. El CV disminuye de manera inversamente proporcional a la fuerza. Cada punto es un sujeto. Para cada condición se muestran los valores del coeficiente de Pearson y el p -valor de la pendiente de la regresión lineal practicada entre CV y $1/F$. La línea de ajuste se construyó con los coeficientes surgidos de dicha regresión lineal, aunque en la figura se graficó la curva de ajuste en función de la variable relevante, F .

5.2.2. El coeficiente de variación de la fuerza es inversamente proporcional a la fuerza

Se practicó una regresión lineal entre CV y Z , siendo $Z = 1/F$ (p -valor de la pendiente, R^2 , coeficiente de Pearson: NORMAL SINf: 0,0001, 0,55, $-0,74$; NORMAL CONF: 0,0003, 0,49, $-0,70$; ALTA SINf: 0,0005, 0,46, $-0,68$; ALTA CONF: 0,009, 0,46, $-0,66$). En todas las condiciones se encontró una correlación negativa significativa entre CV y Z , que es equivalente a decir que CV disminuye de manera inversamente proporcional a la fuerza. También se evaluó la relación lineal CV vs. F , y si bien las pendientes en todas las condiciones fueron negativas y significativas, las correlaciones resultaron mucho menores que en el caso CV vs. $1/F$.

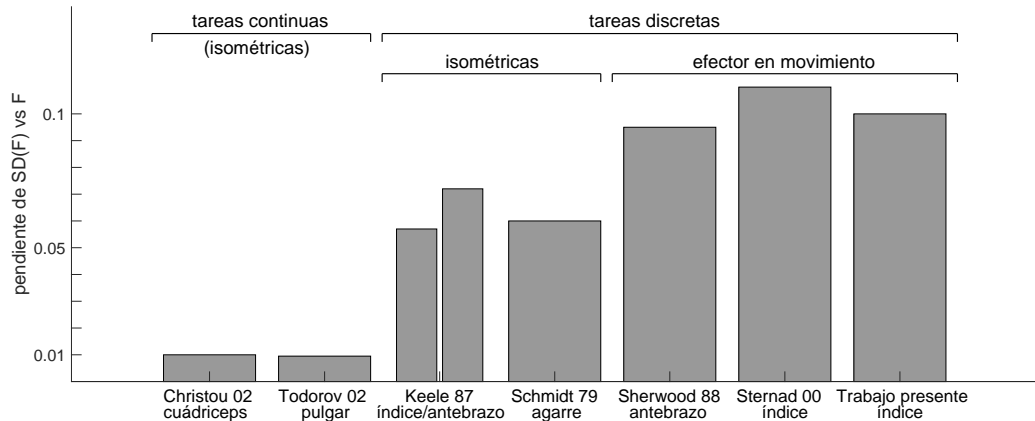


Figura 5.4: Pendientes en el rango lineal de la relación $SD(F)$ vs. F en distintos trabajos. El valor de la pendiente depende del tipo de tarea.

5.2.3. La pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F depende del tipo de tarea

En la figura 5.4 se pueden observar los valores de las pendientes correspondientes al rango lineal de la relación $SD(F)$ vs. F reportada en trabajos que utilizaron distintos paradigmas. Se observa un ordenamiento de los valores de pendientes de acuerdo al tipo de tarea y además, dentro de cada tipo de tarea, los valores de pendiente varían dentro de un rango pequeño de valores. En otras palabras, los rangos de valores correspondientes a los tres tipos de tareas no se solapan. Los valores más chicos (alrededor de 0,01), se dan para las tareas isométricas continuas, mientras que los valores más grandes (aproximadamente 0,1) se dan para las tareas discretas con el efector en movimiento. Con valores intermedios de pendientes (entre 0,055 y 0,07) se ubican las tareas discretas con el efector en condición isométrica. Esta aparente correlación sugiere que el tipo de tarea solicitada está asociada a la tasa de crecimiento de la variabilidad de la fuerza.

Los valores de las pendientes y de las ordenadas al origen que se muestran en las figuras 5.4 y 5.5, respectivamente, surgieron de la digitalización de los siguientes trabajos: “Christou 02” [25]: fig.2, Strong group; “Todorov 02” [109]: fig.2, Dominant hand, 0-5 Hz low pass filtered signal; “Keele 87” [49]: fig.1, finger and forearm; “Sternad 00” [100]: fig.8; “Sherwood 88” [97]: fig.2. No fue necesario digitalizar los datos de “Schmidt 79” [92] pues reporta pendiente y ordenada al origen con sus significancias. Los valores correspondientes a nuestro trabajo son un promedio de los que se reportan para las cuatro condiciones de atención y feedback en la sección 5.2.1.

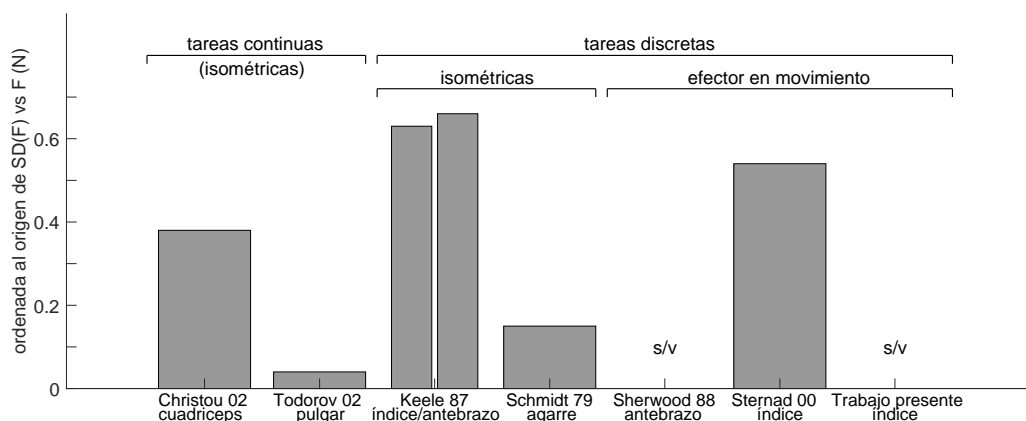


Figura 5.5: Ordenadas al origen de la relación $SD(F)$ vs. F para distintos trabajos. La disparidad entre los valores no sugiere una correlación entre la ordenada al origen y el tipo de tarea. Probablemente el valor de la ordenada al origen depende del músculo considerado y del tipo de contracción muscular. Los trabajos marcados con s/v (sin valor) no presentan valores de la ordenada al origen que puedan convertirse a Newtons.

5.2.4. No hay una correspondencia clara entre ordenada al origen y tipo de tarea

En la figura 5.5 se muestran los valores de ordenada al origen para los trabajos analizados. No se observa una correspondencia clara entre ordenada al origen y tipo de tarea. Dos trabajos reportan la ordenada al origen en unidades arbitrarias, de forma tal que no es posible su conversión a Newtons para su posterior comparación con los otros trabajos. Si bien hay pocos valores como para definir una tendencia se observa que no hay un ordenamiento claro como lo había en el caso de las pendientes. Observar, por ejemplo, que los rangos de valores (cuando estos pueden definirse) correspondientes a los diferentes tipos de tarea se superponen; situación que no se daba para los valores de las pendientes.

5.3. Discusión

5.3.1. La pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F depende del tipo de tarea

La pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F es mayor en las tareas discretas que en las continuas (figura 5.6A). Por la propia naturaleza de las tareas discretas (pulsos de fuerza rápidos sin posibilidad de corrección) y por la definición de variabilidad utilizada (desviación estándar entre valores de distintos intentos) es razonable sospechar que las tareas discretas tienen una tasa de aumento de la variabilidad de la

fuerza mayor a la que tienen las tareas continuas (ejecución de la fuerza durante varios segundos, con posibilidad de corrección y cálculo de la variabilidad de la fuerza dentro de un mismo intento). Esto sugiere que en las tareas discretas la variabilidad asociada a su definición y al tipo de tarea, podría estar solapando los efectos de la variabilidad de origen fisiológico. Por lo tanto, si se quiere estudiar el ordenamiento fisiológico de las neuronas motoras a través de la curva $SD(F)$ vs. F es recomendable usar una tarea continua isométrica, ya que la variabilidad de origen no fisiológico se encuentra minimizada. La tarea de finger tapping se ubica dentro del tipo de tarea que posee mayor crecimiento de la variabilidad de la fuerza (tareas discretas con efector en movimiento, figura 5.4), debida presumiblemente a causas no fisiológicas. Este hecho nos exige cierta cautela en la interpretación de la curva $SD(F)$ vs. F como una consecuencia directa de la organización fisiológica muscular subyacente, ya que posiblemente, en finger tapping la tasa de aumento de la variabilidad de la fuerza tenga más bien un origen asociado al tipo de tarea y a la definición de variabilidad empleada.

En la figura 5.4 se presentan tres trabajos dentro de la categoría de tareas discretas con efector en movimiento. Queremos enfatizar que cada uno de estos tres trabajos utiliza un paradigma diferente para establecer los valores de fuerza y su variabilidad, sin embargo el valor de la pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F es similar en los tres casos. En el trabajo de Sherwood et al. [97] se les pide a los sujetos que realicen un movimiento de flexión del codo con distintos pesos con el que deben barrer un determinado ángulo y volver a la posición inicial en un tiempo pautado por los experimentadores. En este trabajo los sujetos no tienen específicamente una fuerza objetivo: los valores de la fuerza vienen dados por los pesos que los sujetos deben levantar cuando realizan el movimiento. En cada flexión del codo los autores calculan la fuerza máxima usada; luego de varios ensayos obtienen una distribución de fuerza máxima y sobre esta distribución calculan la variabilidad de la fuerza. En el trabajo de Sternad et al. [100], los autores utilizan un paradigma de finger tapping con sincronización con fuerza objetivo y feedback visual de la fuerza. Para cada valor de fuerza objetivo, obtienen una distribución de fuerza sobre la cual calculan la variabilidad. Finalmente, en nuestro trabajo, también utilizamos finger tapping con sincronización, pero no usamos valores de fuerza objetivo; sino que para cada sujeto calculamos la fuerza media y su variabilidad, que viene dada por las variaciones espontáneas de la fuerza. Llama la atención que los valores de la pendiente de la curva $SD(F)$ vs. F sean muy parecidos en los tres trabajos (caen en un rango de valores que va de 0,095 a 0,11 y no se solapan con los rangos correspondientes a los otros tipos de tarea). A la luz de estos resultados, es razonable sospechar que las diferencias que podrían introducir estas variaciones en el diseño experimental, como el uso o no de fuerza objetivo, no son tan importantes como para generar valores

de pendiente marcadamente distintos; y que el empleo de una tarea discreta con el efector en movimiento, como se verifica en estos tres trabajos, sea la causa principal que determina el valor de la pendiente en la relación $SD(F)$ vs. F .

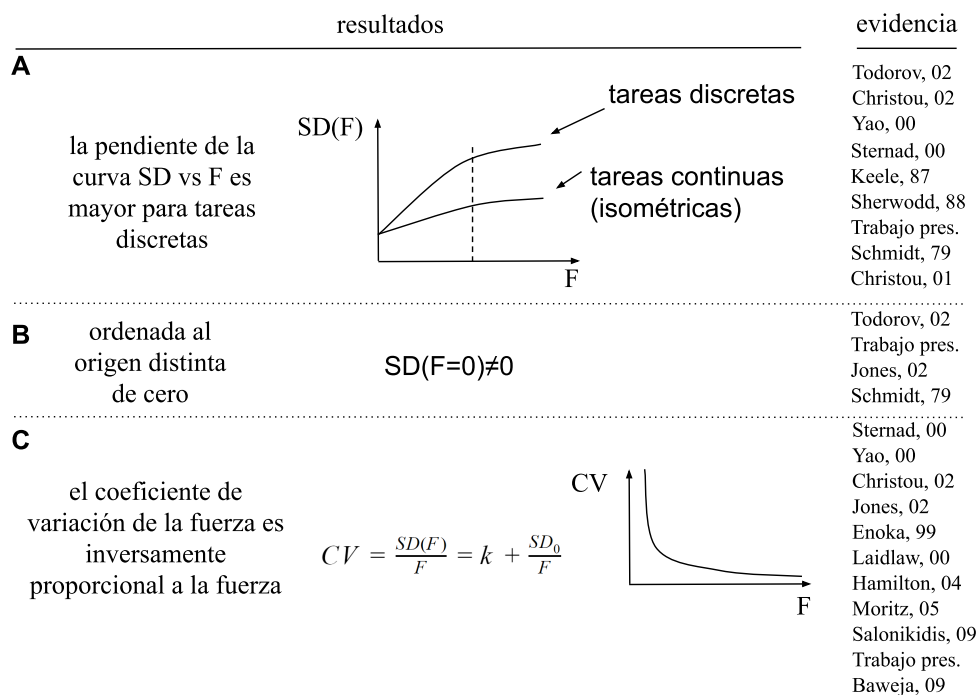


Figura 5.6: Esta figura resume los resultados de este capítulo, algunas de sus interpretaciones y la evidencia que los sustenta. (A) La pendiente en el rango lineal de la relación $SD(F)$ vs. F es mayor para las tareas discretas que para las continuas. La diferencia se deba posiblemente a la variabilidad inherente a este tipo de tareas y a la definición de variabilidad empleada. En las tareas continuas, la variabilidad asociada al tipo de tarea se encuentra reducida y es más probable que las curvas representen la variabilidad de origen fisiológico; por lo tanto, los resultados sugieren que para estudiar el ordenamiento fisiológico es conveniente usar tareas continuas. (B) Ordenada al origen de la curva $SD(F)$ vs. F distinta de cero. Este resultado es especialmente importante en nuestro trabajo porque explica naturalmente la relación entre la fuerza y su CV mostrada en el panel C. De acuerdo a lo discutido en el texto, la ordenada al origen podría tener un origen fisiológico y presumiblemente esté relacionada con la variabilidad propia de la contracción muscular. (C) El coeficiente de variación de la fuerza es inversamente proporcional a la fuerza. Este hallazgo es reportado por gran cantidad de trabajos (ver columna “evidencia”) y explicado de diversas maneras; en nuestro trabajo proponemos una explicación que no requiere hipótesis adicionales. En el panel C, se observa la definición de CV en la cual se ha reemplazado la relación lineal entre $SD(F)$ y F obtenida experimentalmente (ecuación 5.1). La dependencia inversa entre CV y F se deduce naturalmente considerando una ordenada al origen distinta de cero.

5.3.2. Ordenada al origen distinta de cero

Varios trabajos, incluido el nuestro en las cuatro condiciones de feedback y atención, reportan ordenada al origen significativamente distinta de cero en la curva $SD(F)$ vs. F (figura 5.6B). Pero el reporte de ordenada al origen no es homogéneo a lo largo de los trabajos, algunos reportan valores significativamente distintos de cero y otros no mencionan resultados respecto a la ordenada al origen, lo cual hace difícil saber si los valores obtenidos por los autores son significativamente diferentes de cero (ver, por ejemplo, [49]). Teniendo en cuenta la evidencia proveniente de trabajos que utilizaron contracciones involuntarias inducidas eléctricamente [46] podemos suponer que la causa por la cual la ordenada al origen es distinta de cero bien podría estar en el propio mecanismo de contracción muscular, ya que se observa una variabilidad constante en la fuerza aún con estimulaciones inducidas externamente. La disparidad de valores observados en la figura 5.5 sugiere que la ordenada al origen no depende del tipo de tarea. Considerando la posibilidad de un origen fisiológico, podemos suponer que esta disparidad de valores en la ordenada al origen está indicando su dependencia con el tipo de músculo usado y con el tipo de contracción (flexión, extensión, etc).

5.3.3. La fuerza y su CV mantienen una relación inversa

Los resultados experimentales sugieren una relación lineal fuerte entre $SD(F)$ y F (figura 5.3A), para las cuatro condiciones de atención y feedback. De acuerdo a esto se puede escribir:

$$SD(F) = kF + SD_0 \quad (5.1)$$

donde k y SD_0 representan la pendiente y la ordenada al origen de la relación lineal, respectivamente. En la sección 5.2.1 se vio que los parámetros k y SD_0 son estadísticamente indistinguibles respecto a los factores feedback y atención, por lo tanto puede considerarse que la relación dada por la ecuación 5.1 es la misma para las cuatro condiciones. A partir de la definición del coeficiente de variación y de la ecuación 5.1 puede deducirse la siguiente expresión:

$$CV = \frac{SD(F)}{F} = k + \frac{SD_0}{F}. \quad (5.2)$$

Esta ecuación predice una relación inversa entre la fuerza y su CV , lo cual es reportado en gran cantidad de trabajos, incluido el nuestro (figura 5.3B y 5.6C). Notar que la proporción inversa entre la fuerza y su CV es válida solo si se considera que la ordenada al origen es distinta de cero, de lo contrario el CV sería constante. Christou y sus colaboradores [25] explican esta relación inversa entre fuerza y su

CV aduciendo un cambio en la sincronización de las descargas que se observa para fuerzas pequeñas en modelos que simulan contracciones [119]. En nuestro trabajo, explicamos el aumento de CV conforme F disminuye como una consecuencia matemática de una ordenada al origen distinta de cero en la relación $SD(F)$ vs. F , sin necesidad de introducir una nueva hipótesis.

5.3.4. Independencia de la curva $SD(F)$ vs. F de los factores feedback y atención

La pendiente y la ordenada al origen de la curva $SD(F)$ vs. F son estadísticamente indistinguibles respecto a los factores feedback y atención. Este resultado negativo nos permite considerar que la función lineal que relaciona $SD(F)$ con F es la misma en las cuatro condiciones de feedback y atención; hecho que usaremos para interpretar la relación de estas variables con el aspecto temporal de la tarea en el capítulo siguiente. Por otro lado, considerando que la atención puede orientarse hacia diferentes aspectos de una misma tarea, este resultado negativo no descarta una dependencia de la curva $SD(F)$ vs. F respecto a todas las manipulaciones posibles de la atención (ver sección 8.2 para una discusión más amplia sobre este punto).

5.3.5. Correlación a nivel poblacional

En nuestro trabajo cada punto de la curva $SD(F)$ vs. F representa un sujeto, a diferencia de los restantes trabajos en los cuales cada punto representa el promedio entre sujetos. Por lo tanto, la curva $SD(F)$ vs. F (figura 5.3) muestra que los propios sujetos están correlacionados linealmente entre sí, estableciendo lo que se puede llamar una *correlación a nivel poblacional*. Esta diferencia metodológica en la construcción de la curva $SD(F)$ vs. F permite acceder a nuevas interpretaciones. Por ejemplo, el R^2 promedio entre las cuatro condiciones es aproximadamente 0,8, lo cual puede interpretarse diciendo que el 80 % de las diferencias en la variabilidad de la fuerza es explicada por variaciones en el valor medio de la fuerza. Pero al ser cada punto la representación de un sujeto, se puede decir que el 80 % de las diferencias de $SD(F)$ entre sujetos se debe a un cambio en el valor medio de la fuerza de tapeo. Es decir, el cambio en la fuerza promedio de tapeo explica casi toda la diferencia entre sujetos, queda un 20 % de la variabilidad de $SD(F)$ que no es explicada por cambios en la fuerza y quizás pueda atribuirse a diferencias individuales. Como se comentó anteriormente, la relación $SD(F)$ vs. F es estadísticamente indistinguible según los factores feedback y atención, en particular podemos considerar que la pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F es la misma para las cuatro condiciones. En este sentido, se puede pensar que la pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F es un valor que caracteriza

a la población, y quizás sea diferente para otra población (por ejemplo, no-músicos) y sugiere una organización estructural estereotipada entre sujetos [39].

5.4. Conclusiones

- La pendiente de la relación $SD(F)$ vs. F depende fuertemente del tipo de tarea y de la definición de variabilidad empleada y es mayor en las tareas discretas.
- La ordenada al origen de la curva $SD(F)$ vs. F tiene un origen presumiblemente fisiológico y relacionado con la contracción muscular.
- La ordenada al origen significativamente distinta de cero explica naturalmente la relación inversa entre la fuerza y su CV , reportada en gran cantidad de trabajos.
- Para realizar inferencias sobre el ordenamiento fisiológico muscular a partir de la observación de la curva $SD(F)$ vs. F es recomendable usar tareas continuas isométricas.

Capítulo 6

LA FUERZA Y EL PROCESAMIENTO TEMPORAL

Este capítulo está motivado por la pregunta sobre si existe una relación entre la fuerza de tapeo y el aspecto temporal de la tarea. Desde el punto de vista metodológico, una respuesta positiva a esta pregunta podría indicar la conveniencia de medir o controlar la variable fuerza, ya que su efecto sobre las variables asociadas al aspecto temporal de la tarea podría estar solapando efectos de otros factores de interés. Desde el punto de vista conceptual, el interés reside en obtener un mayor entendimiento sobre la relación entre la fuerza y el procesamiento temporal en una tarea de finger tapping, tema muy poco estudiado en la literatura.

6.1. Introducción

6.1.1. Integración multisensorial y modelos de predicción sensorial: hacia un enfoque múltiple de la sincronización sensomotora

La consideración de la fuerza como una variable relevante implica entender el finger tapping como una tarea multisensorial; ya que la fuerza constituye solo uno de los varios canales sensoriales que el sujeto utiliza para determinar el instante de ocurrencia del tap. Otros canales sensoriales son el feedback auditivo directo, el feedback auditivo adicional, el feedback propioceptivo y el feedback visual. Se asume que el sujeto integra todas estas fuentes de información para determinar el instante en que ocurre el tap [5]. La discusión sobre si la integración multisensorial ocurre en una etapa pre o posatencional aún sigue abierta (sección 1.4) y en este capítulo trataremos el tema referido al caso particular de una tarea de finger tapping.

En los experimentos preliminares notamos, en la simple escucha, que los sujetos

parecían tapear más fuertemente en las condiciones SINf. Posteriormente, el registro de la fuerza confirmó esta observación. Veremos que este efecto puede entenderse a partir de los modelos de predicción sensorial usados en control motor (en la literatura llamados *forward models*), que trataremos en este capítulo adaptados a nuestra tarea. Finalmente, mostramos que los resultados son consistentes con la presencia del mecanismo de integración multisensorial operando en simultáneo con el mecanismo de control motor descrito por los modelos de predicción sensorial.

6.1.2. Integración multisensorial en finger tapping

Modelo bayesiano de integración multisensorial

En una tarea de finger tapping, el sujeto recibe información multisensorial proveniente de cada uno de sus taps. Esta información está compuesta por canales sensoriales de naturaleza somatosensorial, visual, auditiva y propioceptiva. En nuestro trabajo, consideraremos además un canal sensorial de información auditiva exclusivamente vinculado al feedback auditivo adicional. El feedback auditivo adicional consiste en tonos (bips) de diferente frecuencia que los del estímulo, que el sujeto escucha cada vez que presiona el sensor (ver sección 2.3 para detalles). El modelo bayesiano de integración multisensorial óptima, MLE (*Maximum Likelihood Estimation*, en inglés), supone que si los canales sensoriales tienen ruidos gaussianos e independientes, se integran en una única representación en la que cada canal tiene un peso que es proporcional a su confiabilidad. La confiabilidad de cada señal se define como $\frac{1}{\sigma_i^2}$ donde σ_i^2 es la varianza en la percepción de dicha señal, que puede ser estimada experimentalmente a partir de la curva psicométrica asociada [32]. En finger tapping, se puede considerar que todas las fuentes de feedback se integran para conformar una única representación neural del tap, o en términos originales de Aschersleben et al., un *joint-event-code*, que el sujeto emplea para definir el instante en que sucedió el tap [5, 61]. En nuestro trabajo, analizaremos principalmente la integración entre el feedback auditivo adicional y el feedback táctil. No consideraremos el feedback visual porque los sujetos estuvieron privados de él durante el experimento y tampoco el feedback auditivo directo ya que la percepción del ruido ambiente fue atenuada considerablemente por el uso de auriculares en aproximadamente 30 dB [35]; tampoco consideraremos la participación del feedback propioceptivo cuya relevancia asumimos menor frente al feedback táctil [4]. En consecuencia, y de acuerdo al MLE, podemos escribir:

$$t_{tap} = \omega_F t_F + \omega_T t_T \quad (6.1)$$

donde t_F y t_T son las estimaciones subjetivas del instante en que sucedió el tap

que el sujeto obtiene con la señal individual del feedback auditivo adicional (F) y con la señal individual táctil (T); ω_F y ω_T representan los pesos que obtienen en la integración las señales de feedback auditivo adicional y táctil, respectivamente; y t_{tap} representa la estimación subjetiva del instante del tap que resulta de la integración. A su vez, los pesos de cada señal se pueden calcular como

$$\omega_F = \frac{\sigma_T^2}{\sigma_T^2 + \sigma_F^2} \quad (6.2)$$

$$\omega_T = \frac{\sigma_F^2}{\sigma_T^2 + \sigma_F^2} \quad (6.3)$$

donde $\omega_F + \omega_T = 1$ [33].

El papel de la atención en la integración multisensorial

A pesar de los numerosos trabajos sobre el tema, la cuestión sobre si la atención influye sobre la integración multisensorial aún no tiene respuesta clara. Se ha sugerido que en un contexto donde los estímulos multimodales son salientes y sincrónicos, la integración tiende a suceder en fase preatencional; en cambio, si alguno de los estímulos no es lo suficientemente saliente puede requerir la intervención de la atención dirigida de arriba hacia abajo (*top-down*) para que se produzca la integración [102].

Específicamente, en un contexto sensorial audio-táctil, se ha reportado lo expuesto en el párrafo anterior: la atención tiene influencia en la integración multisensorial solo cuando uno de los estímulos es marcadamente inferior en saliencia que el otro [14]. En este trabajo nos preguntamos si la integración multisensorial que asumimos que ocurre entre los feedbacks auditivo adicional y táctil, ambos originados en el tap, sucede en una etapa pre o posatencional. No conocemos trabajos que hayan estudiado este asunto en una tarea de finger tapping con sincronización; pero basados en la literatura y asumiendo que ninguna de las fuentes de feedback está cerca del umbral de percepción, podemos suponer que la integración multisensorial se da en fase preatencional.

6.1.3. Modelos de predicción sensorial

Efectos Lombard y Sidetone

Los modelos de predicción sensorial tienen aplicación en un amplio espectro de paradigmas de control motor. La motivación para usarlos aquí radica en la observación, aún notable en la simple escucha, que los sujetos tapean con mayor fuerza en las condiciones en las que están privados de feedback auditivo de sus taps (y no tienen feedback auditivo adicional que pueda suplirlo). Esto recuerda al conocido

efecto Lombard, cuya manifestación en la vida cotidiana se hace notar en el frecuente hecho que una persona con auriculares tiende a hablar más fuerte de lo normal. El efecto Lombard ha sido estudiado en el laboratorio y puede ser entendido a través de los modelos de predicción sensorial [58], que aquí veremos adaptados a una tarea de finger tapping.

Estrictamente el efecto Lombard se refiere a un aumento en la intensidad de la vocalización en un medio ruidoso [58]. Una de las características más reportadas del efecto Lombard es su automatismo. Sin embargo, los experimentos en humanos han demostrado que el efecto Lombard puede disminuirse a partir del entrenamiento o anularse por completo si los sujetos reciben feedback visual de la intensidad vocal [75, 108]. También existe un efecto inverso al Lombard y menos estudiado, llamado Sidetone, que consiste en una disminución de la intensidad vocal que se da cuando el sujeto recibe feedback auditivo de su vocalización con mayor intensidad que el esperado [108].

Los modelos de predicción sensorial plantean que cuando una señal motora es generada y enviada a los músculos, una copia eferente (*efference copy*) se usa para simular de modo predictivo las consecuencias sensoriales de la acción motora. Los resultados sensoriales de dicha acción se comparan con la predicción y como consecuencia el sistema motor realiza los ajustes necesarios tendientes a disminuir las posibles discrepancias que puedan surgir de dicha comparación. Se cree que los modelos de predicción están vinculados al aprendizaje motor y a las adaptaciones que el cuerpo tiene que hacer ante el envejecimiento o la enfermedad [58, 117, 94].

Desde la perspectiva de los modelos de predicción sensorial, los efectos Lombard y Sidetone se explican suponiendo que hay una discrepancia entre las consecuencias sensoriales predichas y lo que miden los sentidos. Concretamente, cuando el sujeto realiza una vocalización predice que el feedback de su voz va a tener cierta intensidad, pero como está acústicamente aislado la intensidad medida por los sentidos es menor a la predicha. Por lo tanto, el sistema motor realiza los ajustes necesarios para disminuir esta discrepancia aumentando la intensidad vocal. De manera similar, el efecto Sidetone, se da porque el sujeto recibe más feedback del esperado, en consecuencia el sistema motor corrige la discrepancia disminuyendo la intensidad vocal. Cabe señalar que los modelos de predicción proporcionan una explicación para los efectos Lombard y Sidetone, pero pueden usarse en un marco de control motor mucho más amplio [58]. En este sentido se ha encontrado evidencia de fenómenos similares al efecto Lombard por fuera de los experimentos de intensidad vocal. Por ejemplo, en finger tapping con sincronización se ha reportado que los sujetos aumentan la fuerza de tapeo cuando se elimina el feedback visual de la fuerza [107].

Los modelos de predicción sensorial anticipan una variación de la fuerza de tapeo ante un cambio en el feedback auditivo.

En una situación natural, en la que el sujeto tapea sin tener el feedback auditivo alterado por el uso de auriculares o por recibir un feedback adicional, no se produce una discrepancia entre el feedback auditivo predicho de sus taps y el medido por los sentidos. En dicha situación, no es necesario que el sujeto realice ningún ajuste motor. Sin embargo, en la condición SINf de nuestro experimento, el sonido ambiente se encuentra atenuado por el uso de auriculares en aproximadamente 30 dB [35]. En estas condiciones, el sonido directo del tap se percibe considerablemente disminuido, y desde la lógica de los modelos de predicción, el feedback sensado por el sujeto es menor al predicho, por lo tanto el sujeto debería aumentar el feedback auditivo directo de sus taps, lo cual se verifica en un aumento de la fuerza de tapeo (“efecto Lombard”). En las condiciones CONf, el sujeto escucha un bip saliente y bien definido coincidente con sus taps, con un volumen que va entre los 70 dB y 80 dB, mientras que el feedback directo de sus taps (sin auriculares) es aproximadamente 60 dB a la altura de los oídos, medido con un decibelímetro. En estas condiciones el feedback auditivo que recibe el sujeto es de mayor intensidad que el predicho, y como consecuencia el sujeto debería disminuir su feedback auditivo directo, lo cual se puede evidenciar en una disminución de la fuerza de tapeo (“efecto Sidetone”). En resumen, en términos de intensidad podemos decir que en las condiciones SINf el sujeto tiene el feedback auditivo atenuado y en las condiciones CONf el feedback auditivo está amplificado, respecto a lo esperado. De acuerdo a los modelos de predicción, podemos suponer que el sujeto compensa estas discrepancias modificando el feedback auditivo directo de sus taps, cuyo indicador es la fuerza de tapeo. Por lo tanto, deberíamos esperar una diferencia en la fuerza de tapeo entre ambas condiciones de feedback auditivo, con una fuerza menor en la condición CONf.

6.1.4. Nuestro trabajo

Los datos de fuerza, asincronía, EEG y carga mental, se recolectaron simultáneamente en un único experimento. El diseño experimental y los sujetos participantes son los mismos que se describen en el capítulo 2. En este capítulo presentaremos los datos de fuerza y de asincronía correspondientes a la región preperturbación para las cuatro condiciones de atención y feedback (se juntaron los datos de ambas perturbaciones de período POS y NEG, ya que no se esperan diferencias en el factor signo de perturbación antes de la perturbación). Estudiaremos el vínculo entre la fuerza de tapeo y el procesamiento temporal en la tarea, y su relación con la atención.

6.2. Resultados

6.2.1. La fuerza de tapeo promedio es mayor en las condiciones SINf y no depende de la atención

En la figura 6.1A, se muestran los perfiles de fuerza mediana para las cuatro condiciones de feedback auditivo y atención, y un detalle de la zona del pico de fuerza en el panel B. Cada perfil de fuerza se obtiene calculando la mediana entre los 84 taps de cada sujeto en la región preperturbación en cada condición y luego calculando la mediana entre sujetos. Las condiciones de signo de perturbación fueron combinadas ya que no se espera diferencia en este factor en la región preperturbación. La justificación para usar la mediana en lugar del promedio, como suele verse en los trabajos (ver por ejemplo, [28] y [93]), es que los taps tienen distinta duración, y como consecuencia no está bien definido el promedio en todos los instantes de tiempo (ver detalles en sección 2.5.2).

En la figura 6.1C, se observa el promedio de F entre todos los sujetos, según condición. Las barras de error representan el error estándar entre sujetos. La fuerza es aproximadamente un 20% menor en las condiciones con feedback; el efecto es significativo con $p = 0,001$ (ANOVA de dos factores, con atención como factor entre sujetos y feedback como factor intra sujetos; atención $F(1, 42) = 0,49$, $p = 0,48$; feedback $F(1, 42) = 11,6$, $p = 0,001$; interacción $F(1, 42) = 0,07$, $p = 0,79$). La fuerza no depende de la atención ni de una interacción entre feedback y atención. La disminución de la fuerza con el agregado de feedback es lo esperado de acuerdo a lo que se desprende de los modelos de predicción sensorial. También dentro del marco conceptual de los modelos de predicción, la no dependencia de la fuerza con el factor atención sugiere que las discrepancias entre las consecuencias sensoriales predichas y medidas se corrigen en una fase preatencional. En otras palabras, los resultados sugieren que el mecanismo de corrección de los propuesto por los modelos de predicción opera en un nivel preatencional.

6.2.2. El CV de la fuerza es mayor en las condiciones con feedback y no depende de la atención

El CV promedio es mayor en las condiciones CONf, figura 6.1D (ANOVA de dos factores, con atención como factor entre sujetos y feedback como factor intra sujetos; atención $F(1, 42) = 0,16$, $p = 0,69$; feedback $F(1, 42) = 8,96$, $p = 0,0002$; interacción $F(1, 42) = 0,03$, $p = 0,84$). Las barras de error representan el error estándar entre sujetos. El CV es aproximadamente un 20% mayor en las condiciones CONf y el efecto es significativo con $p = 0,0002$. Esto indica que la fuerza es más variable (respecto a su media) en las condiciones CONf, lo cual puede interpretarse como

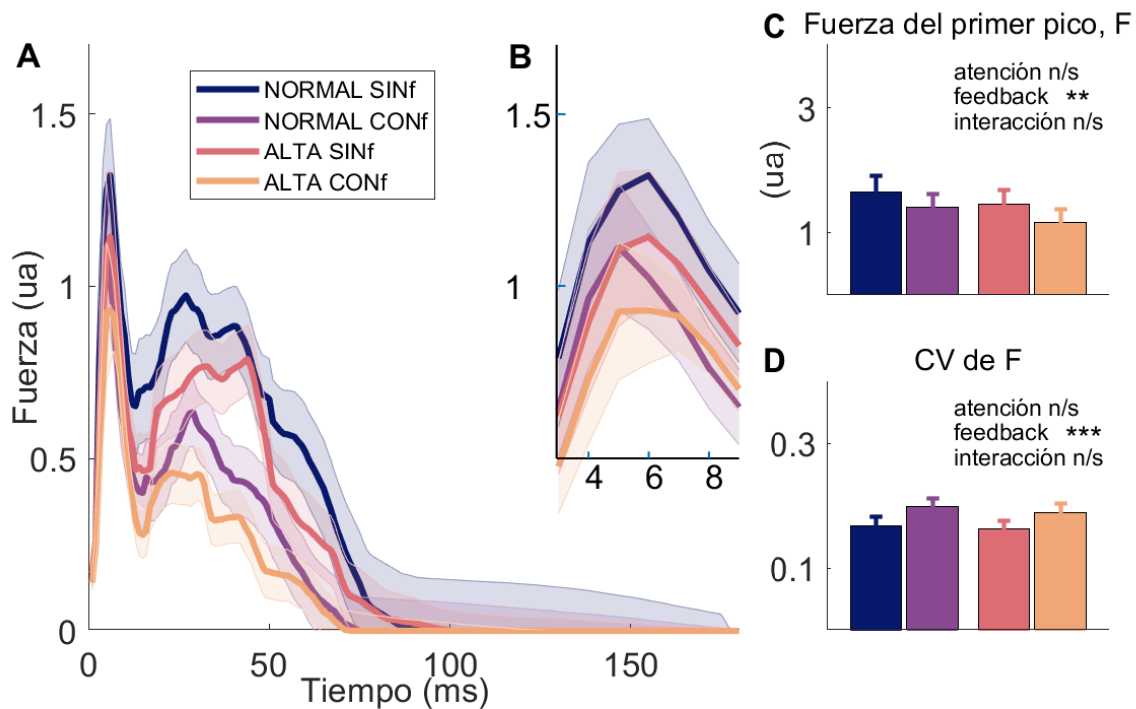


Figura 6.1: (A) Perfil de fuerza mediana del tap. Bandas: ES entre sujetos. (B) Detalle de la zona del primer pico. (C) Fuerza máxima del primer pico promedio entre todos los sujetos, F . Se observa una variación significativa de la fuerza de acuerdo al factor feedback, los sujetos tapan más suavemente en la condición CONF. Esta variación de fuerza no depende del factor atención. Feedback $p = 0,0014$. (D) Coeficiente de variación de F (adimensional). El CV aumenta en las condiciones con feedback y no depende del factor atención. Feedback $p = 0,0002$.

una disminución en la confiabilidad de la señal táctil cuando se agrega feedback auditivo (sección 6.3.5). El hecho de que el CV no dependa de la atención sugiere que la disminución de la confiabilidad de la señal táctil es un efecto preatencional.

6.2.3. Correlación positiva entre SD de las asincronías y CV de la fuerza solo en condiciones SINf

La figura 6.2 muestra el resultado de practicar una regresión lineal entre el CV de la fuerza y SD de las asincronías, para las cuatro condiciones de feedback y atención. Cada punto representa un sujeto. Se observan correlaciones significativas para ambas condiciones SINf y no significativas para las condiciones CONF, lo cual sugiere que la información de la fuerza es procesada de manera diferente según la condición de feedback (p-valor de la pendiente, coeficiente de Pearson, R^2 : NORMAL SINf: $7 \cdot 10^{-5}$, 0,74, 0,55; NORMAL CONF: 0,21, 0,27, 0,07; ALTA SINf: 0,004, 0,59, 0,35; ALTA CONF: 0,59, 0,11, 0,01). Se compararon las pendientes de las rectas de la relación CV vs SD de las asincronías usando un modelo análisis de covarianza de una vía (ANOCOVA), en Matlab®. Para evaluar el efecto del feedback se juntaron

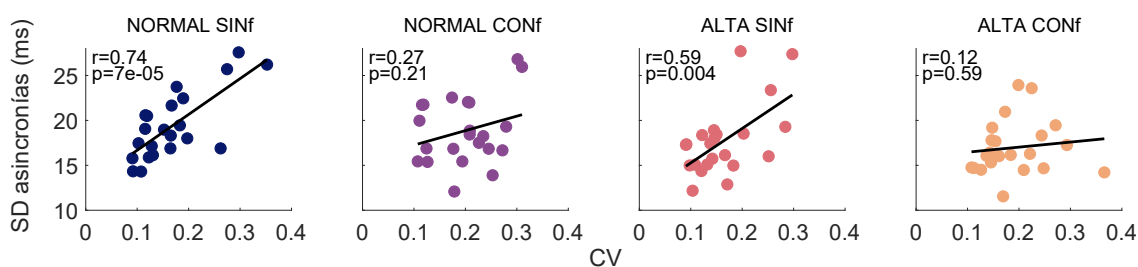


Figura 6.2: Desviación estándar de las asincronías en función del *CV* de la fuerza para las cuatro condiciones de feedback y atención. Cada punto representa un sujeto. Para cada condición se muestran los valores del coeficiente de Pearson (r) y el p -valor de la pendiente que resultaron de la regresión lineal practicada. En las condiciones SINf, se observa una correlación significativa y positiva entre *SD* de las asincronías y *CV* de la fuerza, lo cual indica que los sujetos con menor *CV* de fuerza son los que presentan mayor precisión en el aspecto temporal de la tarea (menor *SD* de las asincronías). En las condiciones CONf no se observa correlación significativa entre *CV* de fuerza y *SD* de las asincronías. Esto sugiere que la información de la fuerza es usada de manera diferencial según la condición de feedback auditivo. Precisamente, la ausencia de correlación en las condiciones CONf sugiere que el peso de la señal táctil en la integración multisensorial disminuye en las condiciones con feedback auditivo adicional. La atención no es un factor significativo, lo cual sugiere que el proceso subyacente a la relación entre *CV* y *SD* de las asincronías (integración multisensorial) se da en una fase preatencional (secciones 6.3.2 y 6.3.3).

las dos condiciones de atención en dos grupos, SINf y CONf, con 44 sujetos cada uno. El p -valor de la comparación fue de 0,0116, lo cual indica que las pendientes son significativamente diferentes entre sí; en otras, palabras, la pendiente depende del factor feedback. De manera similar, para evaluar el efecto de la atención sobre las pendientes se juntaron las dos condiciones de feedback en dos grupos, NORMAL y ALTA. El p -valor resultado de la comparación fue de 0,470, lo cual indica que el factor atención no tiene efecto significativo sobre la pendiente. No se evaluaron posibles efectos de interacción.

6.3. Discusión

6.3.1. Los modelos de predicción sensorial anticipan correctamente la variación de fuerza - Independencia respecto a la atención

En las condiciones con feedback auditivo adicional (CONf) la fuerza de tapeo es significativamente menor que en las condiciones sin feedback auditivo adicional (SINf); resultado que está de acuerdo con la predicción desprendida de los modelos de predicción sensorial. Este resultado sugiere que el mecanismo de control motor

propuesto por los modelos de predicción sensorial está operando en una tarea de finger tapping en la cual los sujetos no disponen naturalmente del feedback auditivo directo de sus taps. Cabe señalar que nuestra condición SINf es la situación más habitual en los experimentos de finger tapping: el empleo de auriculares atenúa de manera importante el sonido directo de los taps, y por lo tanto es esperable un aumento de la fuerza de tapeo respecto a una condición sin auriculares (“efecto Lombard”). Esto podría tener consecuencias sobre el aspecto temporal de la tarea, ya que un aumento de la fuerza de tapeo conduce a un mayor peso de la señal táctil (sección 6.3.5), lo cual no sucedería en una condición sin auriculares. Hacia el final de la Discusión (sección 6.3.7) proponemos un experimento para estudiar con más detalle este aspecto.

En un experimento de finger tapping con reproducción, Keller et al. [50] obtienen que los sujetos tapean más suavemente cuando reciben feedback auditivo adicional de sus taps. El resultado es esencialmente idéntico al nuestro, pero la interpretación es diferente. Los autores interpretan el resultado aduciendo que los sujetos adoptan una estrategia de tapeo basada en la señal de feedback más confiable (feedback auditivo adicional) y disminuyendo, por lo tanto, el peso otorgado a la menos confiable (táctil), lo cual se evidencia en una disminución de la fuerza de tapeo. Los autores no reparan en que los sujetos disponen de un feedback auditivo atenuado por el uso de auriculares o amplificado por el feedback adicional, según la condición; factores que sí son incluidos en una explicación basada en los modelos de predicción sensorial (en la sección 6.3.7 hacemos una propuesta sobre cómo podría corroborarse experimentalmente la hipótesis de Keller et al.)

Finalmente, los resultados muestran que la variación de fuerza predicha por los modelos de predicción es independiente del nivel de atención; lo cual sugiere que el mecanismo de control motor opera de manera inconsciente y en una fase preatencional. Este rasgo de automatismo es uno de los más reportados en los experimentos de intensidad vocal en los que se observa el efecto Lombard [58]. Así como los sujetos pueden atenuar el efecto Lombard si son entrenados para ello [75], sería interesante saber si en un paradigma de finger tapping los sujetos pueden inhibir esta variación de la fuerza cuando son conscientes de ella o cuando son entrenados para ello.

6.3.2. Los sujetos con menor CV de la fuerza son los más precisos en el aspecto temporal

En la figura 6.2 se observa que en las condiciones SINf los sujetos con menor CV de fuerza son también los más precisos en las asincronías (menor variabilidad en las asincronías). Para entender esta correlación podemos escribir la ecuación 6.1 en las condiciones SINf de la siguiente manera:

$$t_{tap} = \omega_T t_T \quad (6.4)$$

donde se tomó nulo el peso de la señal auditiva adicional ($\omega_F = 0$ porque en las condiciones SINf no hay feedback auditivo adicional). Esta expresión indica que en las condiciones SINf el instante del tap se determina únicamente con la información proveniente de la señal táctil. Ahora bien, el *CV* de la fuerza puede interpretarse como la inversa de la proporción señal-ruido. Un valor grande del *CV* de fuerza, implica una señal más ruidosa. Si la señal táctil es ruidosa, la determinación de la fuerza respecto al ruido basal se vuelve más variable y en virtud de la ecuación 6.4 se puede concluir que también lo será la determinación del instante de ocurrencia del tap, t_{tap} . A su vez, como la asincronía se define como $e = t_{tap} - t_{stim}$, se puede concluir que una mayor variabilidad en t_{tap} implica una mayor variabilidad en las asincronías. En resumen, el hallazgo de una correlación positiva entre *CV* de fuerza y variabilidad de las asincronías puede considerarse como una corroboración de la ecuación 6.1 del modelo de integración bayesiana, para las condiciones SINf y sugiere una fuerte relación entre la fuerza de tapeo, o más precisamente entre su *CV* y el aspecto temporal de la tarea. Desde el punto de vista metodológico, este resultado sugiere la conveniencia de controlar el *CV* de la fuerza en las condiciones SINf, ya que parte de la variabilidad en la *SD* de las asincronías puede ser explicada por variaciones en el *CV*; circunstancia que podría estar solapando el efecto de los factores de interés sobre la *SD* de las asincronías (ver sección 8.4 para una discusión más detallada sobre este punto).

6.3.3. El peso de la señal táctil disminuye en las condiciones CONf

La ausencia de correlación significativa que se observa entre el *CV* de la fuerza y variabilidad de las asincronías en las condiciones CONf (figura 6.2) sugiere que el peso de la señal táctil en la integración multisensorial disminuye en las condiciones con feedback auditivo adicional. Como se comentó en la sección 6.3.2, en las condiciones SINf los sujetos con menor *CV* de la fuerza son los más precisos en las asincronías, ya que un menor *CV*, o mayor proporción de la señal-ruido, permite una determinación más precisa del tiempo de ocurrencia del tap. Sin embargo, en las condiciones CONf, los cambios en el *CV* no correlacionan con los cambios en la variabilidad de las asincronías, lo cual sugiere que en estas condiciones la señal táctil es irrelevante en la determinación de t_{tap} y que el sujeto emplea ahora el feedback auditivo adicional como fuente principal en la determinación del instante de ocurrencia del tap.

La disminución del peso de la señal táctil en las condiciones CONf es coherente

con la predicción que se deduce de las ecuaciones de MLE. En las condiciones SINf no hay feedback auditivo adicional, por lo tanto se puede tomar $\sigma_F = \infty$, de lo que, en virtud de las ecuaciones 6.2 y 6.3, resulta $\omega_F = 0$ y $\omega_T = 1$. Ahora bien, en las condiciones CONf se incorpora el feedback auditivo adicional, con lo cual $\sigma_F \neq \infty$, y de las ecuaciones 6.2 y 6.3 resulta ahora $\omega_F > 0$ y $\omega_T < 1$. Como conclusión, se observa que las ecuaciones de MLE predicen naturalmente una disminución del peso de la señal táctil en las condiciones CONf. En este sentido, la ausencia de correlación que observamos en las condiciones CONf entre CV y variabilidad en las asincronías puede tomarse como una corroboración del modelo de integración MLE.

6.3.4. La relación entre la fuerza y su CV tiene un origen fisiológico

Uno de los resultados principales de este capítulo es que la fuerza promedio disminuye en las condiciones CONf, mientras que su CV promedio aumenta, para esas mismas condiciones (figura 6.1C y D). Estos resultados son consistentes con la relación que guarda la fuerza con su CV obtenida experimentalmente. En la sección 5.3.3 se dedujo la siguiente relación para la fuerza y su CV :

$$CV = k + \frac{SD_0}{F} \quad (6.5)$$

donde k y SD_0 representan la pendiente y la ordenada al origen, respectivamente, surgidas de la correlación lineal entre $SD(F)$ y F . También se vio que los valores de k y de SD_0 no dependen de los factores feedback y atención, por lo tanto podemos suponer que la relación dada por la ecuación 6.5 es la misma para todas las condiciones de atención y feedback. Esta ecuación predice que la fuerza y su CV guardan una relación inversamente proporcional. En este capítulo vimos que la disminución de la fuerza de tapeo es una consecuencia anticipada por los modelos de predicción sensorial para las condiciones CONf, por lo tanto, en virtud de la ecuación 6.5 es esperable un aumento del CV en esas condiciones. Recordemos que la presencia de SD_0 fue interpretada como un indicador del ruido basal presente en el sistema, presumiblemente de origen fisiológico y relacionado con la contracción muscular inherente al movimiento del efector (sección 5.2.4). En este sentido se puede decir que la relación inversa que guardan la fuerza y su CV responde a los condicionamientos fisiológicos sobre el efector. Cabe aclarar que si SD_0 no fuera significativamente diferente de cero, el CV de la fuerza sería constante e independiente de los cambios en la fuerza.

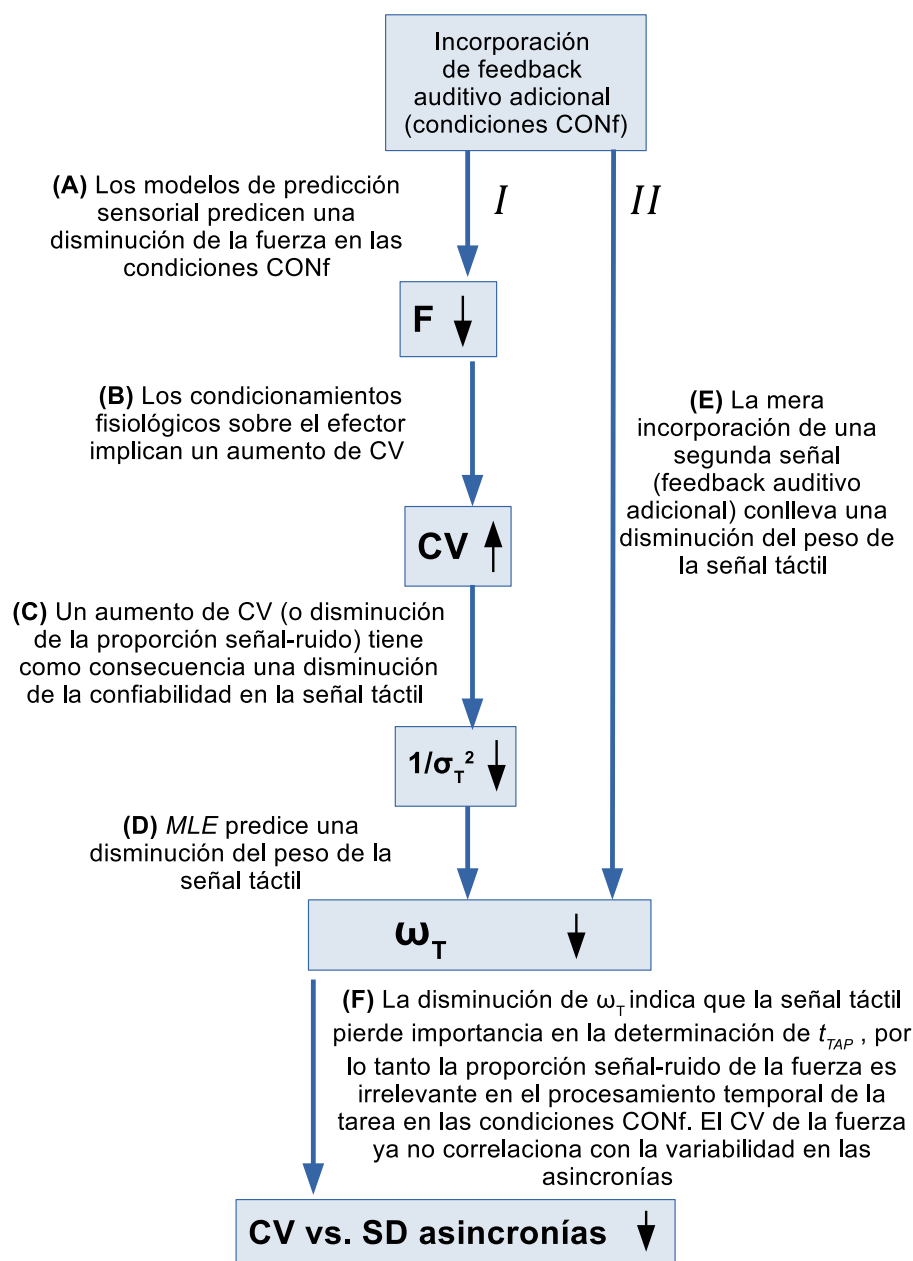


Figura 6.3: Los dos mecanismos independientes que contribuyen a la disminución del peso de la señal táctil en las condiciones CONf y las consecuencias sobre el procesamiento temporal.

6.3.5. Los dos mecanismos que afectan el peso de la señal táctil

En la figura 6.3 se presentan dos mecanismos independientes que suponemos afectan el peso de la señal táctil. El mecanismo I implica un cambio en el CV de la fuerza y en la confiabilidad de la señal táctil, mientras que el mecanismo II, no necesariamente. En la sección 6.3.3 se explicó que la mera incorporación del feedback auditivo adicional conduce a una disminución del peso de la señal táctil (mecanismo II, ítem E, en la figura 6.3). En este proceso, suponemos que la confiabilidad de

la señal táctil no debería verse afectada; ya que en los experimentos de integración multisensorial se supone que la incorporación de un segundo canal sensorial no altera la confiabilidad del primero (siempre y cuando los canales no estén correlacionados) [33]. Al no verse modificada la confiabilidad de la señal táctil, tampoco se esperan cambios en el CV de la fuerza. Notemos que el CV de la fuerza es una medida de la confiabilidad de la señal táctil, puesto que puede interpretarse como la inversa de la proporción señal-ruido (*signal-to-noise ratio*, en inglés) [95]. Sin embargo, los resultados sí muestran un cambio significativo en el CV promedio de la fuerza en las condiciones CONf (figura 6.1D), lo cual sugiere, o al menos es consistente con, la presencia de otro mecanismo que dé cuenta de ello. El mecanismo I de la figura 6.3 también conduce a una disminución del peso de la señal táctil, pero en este caso, a través de un cambio en el CV . A partir de los modelos de predicción sensorial se desprende que la fuerza de tapeo es menor en las condiciones CONf (sección 6.3.1). Este proceso se esquematiza en el ítem (A) de la figura 6.3. Pero como la fuerza y su CV guardan una relación inversa (sección 6.3.4), la disminución de la fuerza implica un aumento en su CV (ítem B). Si se interpreta el CV como una medida de la confiabilidad, se concluye que un aumento del CV de la fuerza implica una disminución de la confiabilidad de la señal táctil (ítem C). Finalmente, las ecuaciones 6.2 y 6.3 de MLE predicen que si disminuye la confiabilidad de una señal también lo hace su peso en la integración (ítem D).

La disminución del peso de la señal táctil sugiere que esta señal pierde importancia en la determinación de t_{tap} (ecuación 6.1) y que el feedback auditivo adicional es el canal sensorial principal por el cual el sujeto determina el instante de ocurrencia del tap en las condiciones CONf. En otras palabras, la señal táctil es menos relevante para el procesamiento temporal en las condiciones CONf, por lo tanto es esperable que su confiabilidad, o igualmente su CV , pierdan correlación con el aspecto temporal de la tarea, (ítem F). La evidencia experimental que sustenta esta interpretación se observa en la pérdida de correlación significativa entre CV y SD de las asincronías en las condiciones CONf (figura 6.2).

6.3.6. La integración multisensorial ocurre en fase preatencional

Los resultados presentados en este capítulo muestran consistencia con la integración multisensorial propuesta por el modelo MLE (secciones 6.3.2 y 6.3.3). Ahora bien, esta consistencia se verifica indistintamente para ambos niveles de atención, lo cual sugiere que la integración multisensorial es independiente de este factor, y presumiblemente ocurre en una fase preatencional. Desde un punto de vista teórico, es esperable que se dé una integración automática o preatencional entre los feedbacks

táctil y auditivo adicional, ya que ambos son simultáneos y tienen una causa común, que es el propio tap [102]. A su vez, este resultado es consistente con los hallazgos de otros trabajos que reportan una integración audio-táctil preatencional en experimentos de discriminación de la cantidad de estímulos [15, 14] o de discriminación de la frecuencia del estímulo ([120]; y [18], con evidencia electrofisiológica).

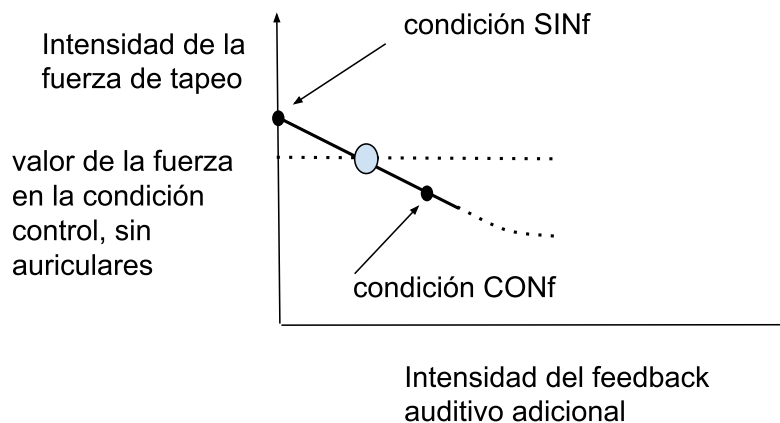


Figura 6.4: Consecuencias desprendidas de los modelos de predicción sensorial para un experimento en el cual se variara el volumen del feedback auditivo artificial. La fuerza de tapeo disminuye conforme aumenta la saliencia del feedback auditivo adicional. El punto gris marcado en el gráfico representa el lugar donde los efectos Lombard y Sidetone se compensan y el resultado es una fuerza de tapeo que coincide con la fuerza de la condición control. En la condición control el sujeto tapea sin auriculares percibiendo el sonido directo de sus taps. Los resultados para las condiciones SINf y CONf son casos particulares de esta relación.

6.3.7. Predicciones para un futuro experimento

Para investigar más ampliamente el “efecto Lombard” en el contexto de finger tapping, proponemos un experimento en el que la intensidad del feedback auditivo adicional sea uno de los factores controlados experimentalmente. Los modelos de predicción sensorial anticipan que la fuerza de tapeo disminuye conforme aumenta la intensidad del feedback auditivo y viceversa; la fuerza de tapeo aumenta conforme la intensidad del feedback auditivo disminuye. En la figura 6.4 se muestra la predicción para dicho experimento. El punto gris representa el valor de fuerza para una condición control; definida esta como una condición en la cual el sujeto recibe el feedback natural y directo de sus taps, sin auriculares ni feedback auditivo adicional. En dicha condición no habría conflicto entre lo predicho y lo medido por los sentidos, y la fuerza medida en esta condición podría usarse como un valor de referencia. En resumen, podemos predecir que el sujeto en condiciones de feedback directo natural, tendría una fuerza de tapeo intermedia y que la fuerza de tapeo correlaciona inversamente con la intensidad del feedback auditivo adicional.

Complementariamente, se puede estudiar el papel de la variabilidad del feedback auditivo adicional. Keller et al. [50] proponen que los sujetos disminuyen la fuerza de tapeo porque consideran que el feedback auditivo adicional es más confiable. Esta hipótesis se puede corroborar manipulando la confiabilidad del feedback auditivo adicional a través del agregado de variabilidad. Si el mecanismo propuesto por Keller y los coautores está operando, debería observarse que el agregado de variabilidad temporal en el feedback adicional conlleva una disminución en el *CV* de la fuerza de tapeo, lo que equivale a un aumento en la confiabilidad de la señal táctil ya que crece su proporción señal-ruido (los sujetos aumentan el peso de la señal táctil cuando el feedback adicional se vuelve menos confiable).

6.4. Conclusiones

- Una explicación que contemple los diversos aspectos de la relación entre la fuerza de tapeo y el procesamiento temporal en las diferentes condiciones de feedback auditivo implica un enfoque múltiple que involucra los modelos de predicción sensorial, la integración multisensorial y los condicionamientos fisiológicos sobre el efector.
- En relación a la determinación del instante de ocurrencia del tap, la información de la fuerza es usada de manera diferente según la condición de feedback auditivo adicional. Puntualmente, el peso de la señal táctil en la integración multisensorial es menor en las condiciones CONf.
- El *CV* de la fuerza es una variable relevante en relación con la precisión de las asincronías en las condiciones SINf.
- El ajuste motor de la fuerza de tapeo ante las distintas condiciones de feedback auditivo (modelos de predicción sensorial) y la integración multisensorial ocurren en fase preatencional.

Capítulo 7

ACOPLE AUDIO-MOTOR

El concepto de acople audio-motor se refiere a una serie de interacciones entre los sistemas cerebrales que procesan sonidos y los que procesan movimientos. En este capítulo presentamos resultados que son consistentes con la presencia del acople audio-motor en una tarea de finger tapping con sincronización. En particular, estudiamos su dependencia con la atención y la posibilidad de que la duración del sonido pueda modular la duración de las acciones motoras.

7.1. Introducción

7.1.1. Acople audio-motor

Se ha planteado que las interacciones audio-motoras son de gran relevancia en el aprendizaje del lenguaje y en la ejecución musical, pues permiten conectar un sonido con una acción motora y viceversa [113, 121]. En el orden temporal de los ritmos musicales, se acepta que la sincronización a un metrónomo auditivo es menos variable que a un metrónomo visual. Este hecho es interpretado en el contexto de la sincronización sensomotora como evidencia de un acople privilegiado entre los sistemas auditivo y motor [43, 23, 52, 88]. Es común mover el pie al ritmo de la música, pero no parece natural o espontáneo hacerlo ante un estímulo visual regular, como una luz titilante. La idea de acople audio-motor ha encontrado una aplicación práctica en la rehabilitación de pacientes con Parkinson y con ACV: se ha visto que una terapia de rehabilitación que utiliza movimientos sincronizados con ritmos musicales sencillos tiene mejores resultados que una terapia tradicional, sin ritmos musicales [105, 106, 63]. También se han observado interacciones en el sentido inverso, por ejemplo, una acción previamente aprendida puede generar actividad en la corteza auditiva, aún en la ausencia de sonido [91].

En cuanto al mecanismo que subyace al acople audio-motor, Warren y sus colegas [113] proponen un modelo de transformación de señales auditivas en representaciones

motoras a través de patrones (*templates*, en la literatura). Los patrones son asociaciones entre sonidos y acciones motoras que se construyen con la experiencia. Cada patrón codifica una de las características del sonido (por ejemplo, su duración), de tal manera que un sonido complejo puede construirse combinando patrones elementales [53]; lo cual, en relación al habla, evita tener que almacenar individualmente las acciones motoras para articular cada palabra. Otro de los beneficios del mecanismo basado en patrones es el aumento de la eficiencia en la comunicación audio-motora. Existe evidencia electrofisiológica de que el mecanismo de patrones es uno de los principios de funcionamiento genéricos en la corteza auditiva [71, 70]. Este mecanismo podría proveer la base para el aprendizaje del lenguaje y la imitación de sonidos complejos y es probable que esté involucrado en la interpretación de un instrumento musical [113].

Una de las consecuencias del modelo descrito en el párrafo anterior es que abre la posibilidad a que las acciones motoras sean moduladas por sonidos. En un experimento de finger tapping con sincronización se puso a prueba esta hipótesis con una secuencia de bips en la cual uno de cada tres bips fue acentuado. Los resultados mostraron que la duración del tap en el bip acentuado fue mayor que en el resto de los bips. Esto sugiere una modulación de las acciones motoras a través de la manipulación del sonido, lo cual, según los autores, constituye una corroboración del acople audio-motor [21, 22]. Resultados similares fueron reportados en trabajos anteriores en finger tapping con sincronización. En dichos trabajos, se ve que un aumento de la duración del estímulo conduce a un aumento en la duración del tap [62, 112]. Si bien estos últimos trabajos no hablan del acople audio-motor, los resultados pueden interpretarse dentro de ese marco, ya que se trata de una manifestación de cómo la alteración de las características del sonido tiene consecuencias sobre las acciones motoras. En este caso, un sonido corto genera una acción corta y un sonido largo genera una acción de larga duración.

En este capítulo, presentamos resultados que pueden interpretarse dentro del marco del acople audio-motor y, creemos, se suman a la lista de corroboraciones que lo respaldan. También analizamos si el acople audio-motor opera en un nivel pre o posatencional. Finalmente, proponemos un experimento para estudiar el fenómeno más ampliamente en el contexto de finger tapping con sincronización y detallamos las predicciones que se desprenden de este marco conceptual.

7.1.2. Nuestro trabajo

Presentamos aquí los datos de la duración del tap y de la fuerza correspondientes a la región pre-perturbación. Los datos pertenecientes a los niveles POS y NEG del factor signo de perturbación fueron combinados ya que no se espera influencia de

este factor en la región preperturbación.

7.2. Resultados

7.2.1. La duración del tap disminuye con el agregado de feedback auditivo adicional y no depende de la atención

En la figura 7.1A, se muestra el promedio de la duración del tap entre todos los sujetos. Se observa que la duración del tap disminuye significativamente en las condiciones CONf; no hay efecto del factor atención ni interacciones significativas (ANOVA de dos factores, con atención como factor entre sujetos y feedback como factor intra sujetos; atención $F(1, 42) = 0,25$, $p = 0,61$; feedback $F(1, 42) = 26,9$, $p = 5 \cdot 10^{-6}$; interacción $F(1, 42) = 0,23$, $p = 0,63$). El promedio de la duración del tap para las condiciones sin feedback da 95 ms; mientras que para las condiciones con feedback vale 71 ms; la reducción representa un 25%. Este efecto es el más sistemático del trabajo: 40 de los 44 sujetos disminuyeron la duración del tap con el agregado de feedback auditivo adicional; eso explica un valor de p-valor tan pequeño para el factor feedback ($p = 5 \cdot 10^{-6}$). Los resultados sugieren que el feedback auditivo adicional (con bips de 50 ms de duración) modula la respuesta motora acortando la duración del tap. Cabe mencionar que los sujetos no recibieron ninguna indicación explícita sobre la duración con la que debían ejecutar sus taps.

En la figura 7.1B, se muestra la fuerza con la que fue ejecutado el tap en función de la duración del tap para cada una de las condiciones. Para cada tap se calculó su duración y la fuerza del primer pico, F . Los valores de la duración del tap de todos los sujetos (7392 taps por condición) se juntaron en un mismo grupo para cada condición de feedback y atención por separado. En cada condición, se tomó el rango completo de valores de duración del tap y se lo dividió en 40 intervalos de acuerdo a los percentiles; es decir cada uno de los 40 intervalos incluye una cantidad igual de datos ($7392/40 \sim 184$ valores de duración del tap por intervalo). Cada uno de los valores de duración del tap está relacionado con el correspondiente valor de fuerza. Finalmente, cada intervalo define un punto en la figura 7.1B: la coordenada en el eje horizontal se calcula promediando los valores de duración del tap incluidos en cada intervalo y la coordenada vertical se calcula promediando los correspondientes valores de fuerza. Como se dijo, la cantidad de valores dentro de cada intervalo es la misma, pero el rango de cada uno no tiene igual longitud. Normalmente, los intervalos extremos son los que poseen un rango mayor puesto que hay menos puntos con valores extremos. Se practicaron regresiones lineales para cada una de las condiciones, los intervalos extremos fueron excluidos (puntos vacíos en la figura) (p-valor de la pendiente, R^2 , coeficiente de Pearson: NORMAL SINf:

0,00025, 0,31, $-0,56$; NORMAL CONF: $p = 1,710^{-7}$, 0,53, $-0,73$; ALTA SINF: 0,23, 0,039, 0,19; ALTA CONF: 0,0011, 0,26, $-0,51$). Cuando se agrega feedback auditivo disminuye la duración del tap promedio, pero también disminuye la fuerza promedio (sección 6.2.1); por lo tanto se podría pensar que la disminución de la duración del tap es una consecuencia mecánica de la disminución de la fuerza. Sin embargo cuando se observa la relación entre fuerza y duración del tap dentro de una condición, hay una correlación inversa en tres de las condiciones y ausencia de correlación en la restante (figura 7.1B); lo cual sugiere que la disminución de la duración del tap se debe a otra causa (no mecánica) y distinta a la disminución de la fuerza. Finalmente, la variación de la duración del tap no depende del factor atención lo cual sugiere que el acople audio-motor opera en una fase preatencional.

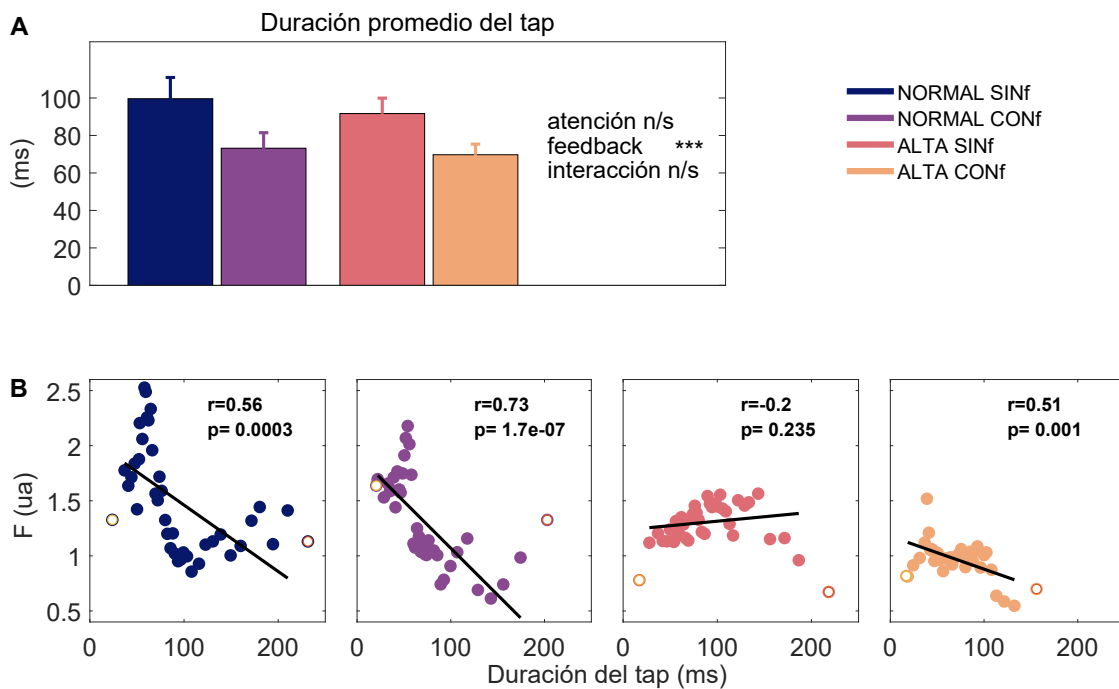


Figura 7.1: (A) La duración del tap disminuye con el agregado de feedback auditivo. Esto sugiere que las respuestas motoras pueden ser moduladas por el sonido y puede considerarse una manifestación de la interacción audio-motora. El efecto de la atención en la duración del tap no es significativo, lo cual sugiere que las interacciones audio-motoras se dan en un nivel preatencional. (B) Fuerza en función de la duración del tap. Podría pensarse que la disminución de la duración del tap es una consecuencia mecánica de la disminución de la fuerza, ya que ambas variables disminuyen en valor promedio con el agregado de feedback auditivo (ver figuras 6.1C y panel A de esta figura). Sin embargo, si se observa dentro de cada condición de feedback y atención, se hace patente la ausencia de correlación positiva entre duración del tap y fuerza, ya que dentro de cada condición mantienen una relación inversa o presentan ausencia de correlación, por lo tanto puede descartarse la disminución de fuerza como causa mecánica de la disminución de la duración del tap. Para cada condición, se muestran los coeficientes de Pearson (r) y el p -valor de la pendiente.

7.3. Discusión

7.3.1. Un sonido de corta duración induce una acción de corta duración.

El acortamiento de la duración del tap con el agregado de feedback auditivo sugiere que las acciones motoras pueden ser moduladas por las características del sonido. Esta interacción entre sonido y acción puede considerarse como una corroboración del acople audio-motor, de manera similar a como lo han hecho otros trabajos en el contexto de finger tapping con sincronización [21, 22]. Concretamente, la duración promedio del tap en las condiciones SINf es de aproximadamente 100 ms. En las condiciones con feedback auditivo adicional se incorpora un bip cuya duración es la mitad de ese valor (50 ms), con lo cual, la duración del tap pasa a valer 73 ms, en promedio. De acuerdo a las características del acople audio-motor, y particularmente a su condición que posibilita la imitación de sonidos [113], puede pensarse que un sonido corto induce una acción motora corta y que un sonido largo induce una acción larga, como más minuciosamente lo muestran otros trabajos de finger tapping [62, 112]. Por ejemplo, en Mates y otros [62] se observa que la duración del tap aumenta cuando la duración del estímulo también lo hace, y aunque los sujetos recibieron la indicación explícita de no alterar nunca la duración del tap no pudieron evitar este arrastre. Los autores especulan que el alargamiento de la duración del tap podría deberse a que esos taps son ejecutados con mayor fuerza (aunque no reportan medición de fuerza). Sin embargo, a la luz de los resultados de nuestro trabajo, podemos decir que el aumento de fuerza no está correlacionado con un aumento en la duración del tap (figura 7.1B); más bien lo contrario: la relación es inversa en tres de las cuatro condiciones de feedback y atención: taps largos corresponden a taps más débiles. Esto nos permite descartar una explicación mecánica para el aumento de la duración del tap en el trabajo de Mates et al. y proponer, en cambio, una explicación basada en el acople audio-motor, según el cual, podemos suponer que un sonido largo induce o está vinculado con una acción motora larga. El hecho que en nuestros datos la disminución de la duración del tap no dependa de la atención, sugiere que el mecanismo de acople audio-motor funciona de manera automática o se da en fase preatencional, lo cual es consistente con la evidencia electrofisiológica y de resonancia magnética funcional [114, 51, 115].

7.3.2. Predicciones para un futuro experimento

Para corroborar la idea de que un sonido corto induce un tap corto y que un sonido largo induce un tap largo, proponemos un experimento en el que la duración del feedback auditivo adicional sea un factor bajo control experimental. El experi-

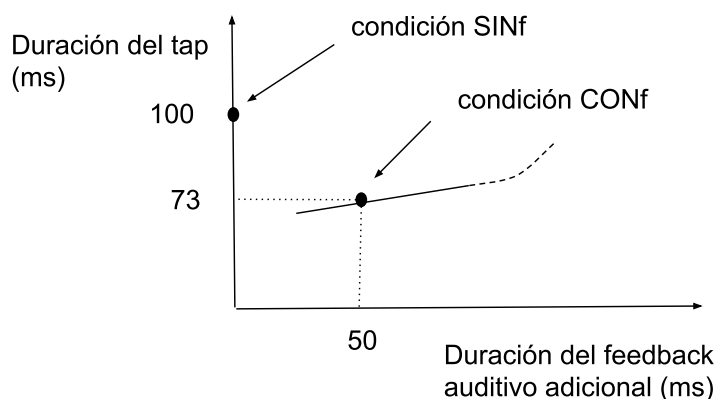


Figura 7.2: Predicciones derivadas del concepto de acople audio-motor para un experimento en el que la duración del feedback auditivo adicional fuera un factor controlado por los experimentadores. La duración del tap es proporcional a la duración del bip del feedback.

mento propuesto es esencialmente el mismo que condujeron Vos y sus colegas [112], con la diferencia que en dicho trabajo se alteró la duración de los bips del estímulo (no usaron feedback auditivo adicional). Probablemente, la duración de los bips de ambos, feedback y estímulo, contribuyan a determinar la duración final del tap. En la figura 7.2 se muestran gráficamente las predicciones de dicho experimento. La forma que sigue la curva de duración del tap es similar a la que se observa en Vos et al., 1995, Fig. 2. La relación podría depender también de la saliencia del estímulo; aunque ciertamente no conocemos trabajos en los cuales la dependencia del acople audio-motor con la saliencia del estímulo haya sido estudiada. Vos y sus colaboradores usan bips que van desde 1 ms hasta 300 ms de duración; con ese rango de valores es probable que el sujeto sea consciente de que se esté manipulando experimentalmente esa variable. Hay que tener en cuenta que el estado de conciencia del sujeto sobre los cambios en la variable manipulada podría modular el comportamiento del acople audio-motor. Por esta razón, si se quiere estudiar el acople audio-motor en la fase preatencional sería recomendable utilizar cambios subliminales en la duración del feedback auditivo adicional. Por otro lado, los cuatro trabajos, incluido el nuestro, que encuentran que el sonido puede modular acciones motoras han usado paradigmas de sincronización [112, 62, 21]. Sería interesante indagar sobre si el acople audio-motor es independiente del mecanismo de sincronización o no. Para contestar esta pregunta podría proponerse que una de las condiciones de tapeo sea sin secuencia de estímulos ni sincronización, solo feedback auditivo adicional de los taps; y comparar esta condición con otra donde los sujetos se sincronicen a una secuencia de estímulos. También se puede observar que en los tres trabajos mencionados usaron variaciones en las características del estímulo; mientras que nosotros usamos variaciones en el feedback auditivo. El estímulo es un sonido generado por

una fuente externa al sujeto; mientras que el feedback auditivo adicional es un sonido generado por el propio sujeto al tocar el sensor. Comparando los efectos en la duración del tap, se puede distinguir si un sonido externo tiene la misma influencia en las acciones motoras que un sonido disparado por una acción propia.

7.4. Conclusiones

- El feedback auditivo adicional condiciona la duración del tap, lo cual puede considerarse como evidencia del acople audio-moto: un sonido corto induce o está vinculado con una acción motora de corta duración.
- El acople audio-motor opera en un nivel preatencional.

Capítulo 8

DISCUSIÓN GENERAL Y CONCLUSIONES

En este capítulo presentamos un resumen gráfico de los resultados de los capítulos anteriores junto con sus interpretaciones. También discutimos los resultados que consideramos potencialmente más relevantes para futuras investigaciones.

8.1. Los múltiples procesos que actúan en la sincronización sensomotora y su relación con la atención

A continuación, presentamos una adaptación y extensión de un esquema propuesto inicialmente por Luo et al. [58] en el contexto de los modelos de predicción sensorial. Consideraremos los resultados obtenidos en el presente trabajo correspondientes a la fase estacionaria preperturbación. En la figura 8.1 se observa que la ejecución de un tap genera un feedback sensorial (1) que está constituido por una componente táctil, y una auditiva en las condiciones CONf. Las componentes del feedback sensorial se integran para conformar una única representación neural del tap (2) (sección 6.1.2). Según Warren et al. [113] las componentes del feedback sensorial se integran en diferentes etapas del procesamiento; nosotros tenemos evidencia consistente con que el proceso ocurre en fase preatencional (9) (sección 6.3.6). El sistema motor genera una predicción acerca de las consecuencias sensoriales que va a tener una acción (3), la cual es comparada con el feedback sensorial para realizar ajustes en el comando motor (4). En nuestro caso, el ajuste motor consiste en una variación de la fuerza de tapeo para compensar las discrepancias entre el feedback auditivo predicho y el medido por los sentidos (6.3.1). La relación entre el valor de la fuerza de tapeo y la confiabilidad de la señal táctil sugiere la existencia de

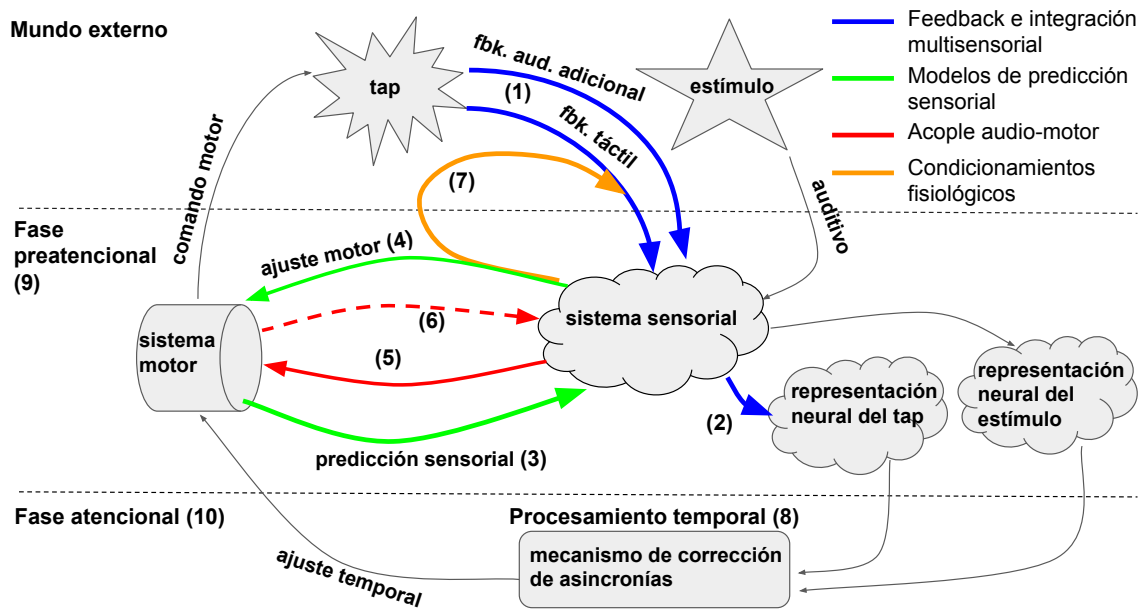


Figura 8.1: Los procesos involucrados en una tarea de finger tapping con sincronización en la región estacionaria preperturbación y las fases atencionales en los que ocurren.

condicionamientos fisiológicos sobre el efector (7) (sección 6.3.4; figura 6.3, camino II). Tanto los procesos relacionados con los modelos de predicción sensorial como los vinculados a las características fisiológicas del efector ocurren en fase preatencional (9) (secciones 6.3.4 y 6.3.1). El acople audio-motor plantea la posibilidad de que la duración de las acciones pueda ser modulada por la duración de los sonidos. En nuestro experimento, la incorporación de un sonido corto, como lo es el bip del feedback auditivo adicional, está acompañada de una disminución en la duración del tap (5) (sección 7.3.1). La flecha que va en el sentido del sistema motor al sistema sensorial (6), representa la posibilidad de que la corteza auditiva se active en ausencia de sonido [121]. En nuestro experimento no estudiamos la interacción audio-motora en este sentido, pero basándonos en la evidencia proveniente de experimentos de vocalización que plantean la bidireccional del acople audio-motor [113], dejamos establecida la posibilidad de que también se dé en finger tapping con sincronización. Las representaciones neurales del tap y del estímulo se utilizan para realizar el ajuste de asincronías que permite sostener la sincronización (8) (sección 1.1.3). Este aspecto del procesamiento temporal ocurre en fase atencional (10) (sección 3.3.1).

8.2. El problema de la orientación de la atención

El diseño de nuestro experimento nos permitió manipular el nivel de atención dirigida hacia el aspecto temporal de la tarea, específicamente hacia el cambio de

período de la serie de estímulos. Pero cabe recordar que la atención es un constructo lábil que puede orientarse hacia diferentes aspectos de una misma tarea (sección 1.3) y podrían esperarse diferentes resultados según cuál sea el foco de la atención. Por ejemplo, si la atención estuviera orientada hacia la intensidad de la serie de estímulos, ¿encontraríamos un efecto de la atención sobre la asincronía media como muestran nuestros resultados del capítulo 3 (figura 3.1)? O tal vez, si la atención estuviera orientada hacia el control de la fuerza, ¿habría efecto de la atención sobre los parámetros de la curva $SD(F)$ vs. F , tal como puede suponerse a partir de los trabajos en los que se sugiere que la atención influye sobre la variabilidad de la fuerza en tareas de control motor [104], y al contrario del resultado negativo que muestran nuestros datos (sección 5.2.1)? Estas preguntas plantean un problema interesante, poco investigado en el campo de la atención, sobre la posibilidad de orientar la atención hacia diferentes aspectos de una misma tarea, sin el empleo de un paradigma de tarea doble como es usual encontrar en los trabajos sobre atención (ver, por ejemplo, [65, 89]).

8.3. La eficiencia γ es una mejor medida de la resincronización

Luego de la fase de resincronización se da una segunda fase estacionaria en la cual el sujeto está sincronizado con el nuevo período (sección 2.5.1). Los resultados muestran que la asincronía media en la fase estacionaria postperturbación es significativamente diferente de la asincronía media en la fase estacionaria preperturbación para los tres factores: atención, feedback auditivo adicional y signo de la perturbación (figura 3.3A). Algunas variables comúnmente usadas en la literatura para evaluar la fase de resincronización, como PCR (phase correction response) [89, 87] o bip de resincronización [83], no contemplan los cambios en la asincronía media postperturbación ni la forma de la curva de resincronización (asincronía vs. bip). Puntualmente, PCR considera solo el cambio de asincronía en el primer bip luego de la perturbación, con lo cual tampoco tiene en cuenta la duración de la fase de resincronización. También existen trabajos que consideran que luego de una perturbación el sujeto está resincronizado una vez que alcanza el nivel de la asincronía media preperturbación (ver, por ejemplo, [45]); pero nuestros resultados sugieren que no es conveniente usar el valor de la asincronía media preperturbación como indicador de que la fase de resincronización ha concluido, ya que la asincronía media postperturbación tiene un valor diferente. Estas son las razones que nos impulsaron a definir la *eficiencia en la resincronización*, magnitud que contiene en su definición la asincronía media en la fase estacionaria postperturbación y que es sensible a los

cambios en la forma de la curva de resincronización y a la duración de esta fase (sección 2.6). Por estos motivos consideramos que la eficiencia en la resincronización es una medida mejor adaptada a las características específicas de la fase de resincronización en finger tapping. La definición de γ es válida también para perturbaciones de corrimiento de fase (*phase shift*, en la literatura), con la que también se han reportado diferencias entre la asincronía media pre y postperturbación [78]. Finalmente, el hecho de que la perturbación tiene un efecto particular sobre la asincronía media postperturbación exige cierta reflexión sobre si es conveniente incluir más de una perturbación por secuencia, como es práctica común en algunos diseños experimentales (ver por ejemplo [45] o [78]).

8.4. El CV de la fuerza es la variable relevante en relación a la precisión en las asincronías

Parece claro que la fuerza, o más precisamente su CV debe controlarse dentro de las condiciones SINf, ya que su variación explica aproximadamente el 40% de las diferencias entre sujetos en la precisión de las asincronías (el R^2 promedio entre las condiciones SINf es aproximadamente 0,4, figura 6.2). El control del CV es crítico para aquellos trabajos que utilicen la variabilidad en las asincronías como una de sus variables principales, puesto que la variabilidad asociada a los cambios en el CV podría estar solapando efectos significativos debidos a otros factores de interés (por ejemplo, el efecto de la atención y del feedback auditivo adicional sobre la variabilidad de las asincronías en nuestro trabajo, sección 3.2.1). En la figura 6.2 observamos que la SD de las asincronías correlaciona con el CV de la fuerza en las condiciones SINf, pero no hay correlación significativa entre la SD de las asincronías y otras variables que describen la fuerza, como F y $SD(F)$ en ninguna de las condiciones (datos no mostrados); aunque en el caso de SD de las asincronías vs. F se observa una tendencia a una correlación negativa en todas las condiciones. Estos resultados sugieren que lo más importante para mantener un tapeo estable (poca SD de las asincronías) en las condiciones SINf es que haya poca variabilidad de la fuerza en relación a la media, es decir poco CV . En otras palabras, para que un sujeto sea preciso en las asincronías, no importa tanto el valor de fuerza al que tapea (ni su desviación estándar), pero sí importa la proporción que mantiene con su variabilidad. Si se desea que los sujetos sean menos variables en las asincronías se los debería instruir para que disminuyan su CV de la fuerza, lo cual a efectos prácticos parece difícil. Como solución aproximada, se los puede instruir fácilmente para que aumenten la fuerza de tapeo, ya que al aumentar la fuerza disminuye su CV (ecuación 5.2).

8.5. Validación del algoritmo TapAdjar

En finger tapping las componentes de los ERPs asociadas a las respuestas se encuentran superpuestas con las asociadas a los estímulos (sección 4.1). Los resultados presentados en el capítulo 4 sugieren que el algoritmo TapAdjar es útil para desacoplar ambas contribuciones. En nuestro trabajo, tuvimos la necesidad de obtener los ERPs auditivos “puros”, es decir, sin contaminación proveniente de la actividad relacionada con las respuestas, para poder comparar los efectos de la atención con los extensos antecedentes en la literatura sobre ERPs auditivos y atención. Obtuvimos que la atención modula las componentes de los ERPs auditivos corregidos, es decir, luego de la aplicación del TapAdjar (sección 3.3.2), pero no encontramos efectos de la atención sobre las componentes asociadas a las respuestas (la prueba estadística de ello no la reportamos en este trabajo, pero puede apreciarse a simple vista que las componentes asociadas a las respuestas aparentan una gran similitud respecto al factor atención, 4.2A). Esto puede interpretarse suponiendo que la atención orientada hacia el aspecto temporal de la tarea no influye sobre las componentes de los ERPs asociadas a las respuestas. Pero de manera similar a lo que se comentó en la sección 8.2, ¿podría esperarse un efecto de la atención sobre las componentes asociadas a las respuestas si la atención estuviera orientada hacia el control de la fuerza, por ejemplo? Desacoplar las contribuciones provenientes de las respuestas y de los estímulos auditivos permitiría una evaluación más específica de los efectos de la atención y potencialmente también de otros factores. Por estas razones sería provechoso validar el método TapAdjar con un experimento especialmente destinado a tal fin en cuyo diseño se contemplaran las condiciones de control adecuadas. Por ejemplo, una condición de “Solo escucha, sin acción motora del efector” podría servir como referencia de los ERPs auditivos puros y podría compararse con los ERPs en condición de “Escuchar y tapear” luego de que las componentes asociadas a las respuestas hayan sido removidas con el método TadAdjar.

8.6. Conclusiones generales

- Es posible orientar la atención hacia el aspecto temporal de la tarea.
- El mecanismo de corrección de asincronías es vulnerable a la atención en sus fases estacionaria y de resincronización.
- Los procesos de control motor anticipados por los modelos de predicción sensorial, la integración multisensorial y el acople audio-motor son mecanismos presentes en la sincronización sensomotora y operan en un nivel preatencional.

- Para evaluar la fase de resincronización, es conveniente usar γ y no PCR o bip de resincronización.
- Es posible que el algoritmo TapAdjar permita desacoplar los ERPs asociados al estímulo de los asociados a las respuestas; aunque el método aún necesita validación.
- Es conveniente controlar el *CV* de la fuerza en las condiciones SINf, ya que está vinculado con el aspecto temporal de la tarea.
- La fisiología del efector afecta los pesos que los canales sensoriales reciben en la integración.
- La atención podría ser orientada hacia otro aspecto de la misma tarea. Esta posibilidad plantea futuras líneas de investigación sobre atención y sincronización sensomotora.

Agradecimientos

A Pablo, por la ayuda con los códigos y el hardware y por el ping-pong compartido; a Sabri por el asesoramiento estadístico permanente entre chisme y chisme; a Claudia, por los sabios consejos y por los mates; a Lucila, por sus gestiones internacionales para conseguir fondos y por las galles de avena; a Nacho, por los libros de Luck, Schimel y Sheldrake; a Rodri, por las tortas de cumpleaños y los asados en Ramos. A Ernesto, por reconfortarme con su idealismo; a Pao, por criticar este trabajo desde una perspectiva que desconfía de la ciencia; a Seba, por bancarse el título de sujeto experimental de cabecera. A Daniel's, por confiar en su discípulo a la hora de cambiar una virola; al Pela, por los torneos de fútbol-tenis en el estadio Juan Carlos Mushi; a Dani, por obligarme a pensar en otra cosa.

Bibliografía

- [1] Kimmo Alho y col. «Strongly focused attention and auditory event-related potentials». En: *Biol Psychol* 38.1 (1994), págs. 73-90.
- [2] Agnès Alsius y col. «Audiovisual integration of speech falters under high attention demands». En: *Current Biology* 15.9 (2005), págs. 839-843.
- [3] Paolo Ammirante, Aniruddh D Patel y Frank A Russo. «Synchronizing to auditory and tactile metronomes: a test of the auditory-motor enhancement hypothesis». En: *Psychonomic bulletin & review* 23.6 (2016), págs. 1882-1890.
- [4] Gisa Aschersleben, Jörg Gehrke y Wolfgang Prinz. «A psychophysical approach to action timing». En: *Psychophysics beyond sensation: Laws and invariants of human cognition* (2004), págs. 117-136.
- [5] Gisa Aschersleben y Wolfgang Prinz. «Delayed auditory feedback in synchronization». En: *Journal of motor behavior* 29.1 (1997), págs. 35-46.
- [6] Gisa Aschersleben y Wolfgang Prinz. «Synchronizing actions with events: the role of sensory information». En: *Percept Psychophys* 57.3 (1995), págs. 305-317.
- [7] Yaneri A Ayala, Luis Prado y Hugo Merchant. *Encoding and Predictive Entrainment to Auditory Rhythms in the Nonhuman Primates*. Charla dada en el segundo congreso del TRF (*Timing Research Forum*), Jurequilla, México. 2019.
- [8] Nicholas A Badcock y col. «Validation of the Emotiv EPOC EEG system for research quality auditory event-related potentials in children». En: *PeerJ* 3 (2015), e907.
- [9] Nicholas A Badcock y col. «Validation of the Emotiv EPOC(®) EEG gaming system for measuring research quality auditory ERPs». En: *PeerJ* 1 (2013), e38.
- [10] Luz Bavassi y col. «Sensorimotor synchronization: neurophysiological markers of the asynchrony in a finger-tapping task». En: *Psychol Res* 81.1 (2017), págs. 143-156.

- [11] Luz M Bavassi, Enzo Tagliazucchi y Rodrigo Laje. «Small perturbations in a finger-tapping task reveal inherent nonlinearities of the underlying error correction mechanism». En: *Hum Mov Sci* 32.1 (2013), págs. 21-47.
- [12] Paul Bertelson y col. «The ventriloquist effect does not depend on the direction of deliberate visual attention». En: *Perception & psychophysics* 62.2 (2000), págs. 321-332.
- [13] M Billon y col. «The role of sensory information in the production of periodic finger-tapping sequences». En: *Experimental Brain Research* 110.1 (1996), págs. 117-130.
- [14] Jean-Pierre Bresciani y Marc O Ernst. «Signal reliability modulates auditory-tactile integration for event counting». En: *Neuroreport* 18.11 (2007), págs. 1157-1161.
- [15] Jean-Pierre Bresciani y col. «Feeling what you hear: auditory signals can modulate tactile tap perception». En: *Experimental brain research* 162.2 (2005), págs. 172-180.
- [16] Scott W Brown. «Attentional resources in timing: interference effects in concurrent temporal and nontemporal working memory tasks». En: *Percept Psychophys* 59.7 (1997), págs. 1118-1140.
- [17] Scott W Brown. «Time and attention: Review of the literature». En: *Psychology of time* (2008), págs. 111-138.
- [18] John S Butler y col. «Multisensory representation of frequency across audition and touch: high density electrical mapping reveals early sensory-perceptual coupling». En: *Journal of Neuroscience* 32.44 (2012), págs. 15338-15344.
- [19] Les G Carlton y col. «Impulse variability in isometric tasks». En: *Journal of Motor Behavior* 25.1 (1993), págs. 33-43.
- [20] Avner Caspi. «The synchronization error: Attentional and timing aspects». En: *Unpublished doctoral dissertation, TelAviv University, Israel* (2002).
- [21] Joyce L Chen, Robert J Zatorre y Virginia B Penhune. «Interactions between auditory and dorsal premotor cortex during synchronization to musical rhythms». En: *Neuroimage* 32.4 (2006), págs. 1771-1781.
- [22] Joycel Chen, Virginiab Penhune y Robertj Zatorre. «The role of auditory and premotor cortex in sensorimotor transformations». En: *Annals of the New York Academy of Sciences* 1169.1 (2009), págs. 15-34.
- [23] Yanqing Chen, Bruno H Repp y Aniruddh D Patel. «Spectral decomposition of variability in synchronization and continuation tapping: Comparisons between auditory and visual pacing and feedback conditions». En: *Human movement science* 21.4 (2002), págs. 515-532.

- [24] Evangelos A Christou y Les G Carlton. «Old adults exhibit greater motor output variability than young adults only during rapid discrete isometric contractions». En: *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences* 56.12 (2001), B524-B532.
- [25] Evangelos A Christou, Michael Grossman y Les G Carlton. «Modeling variability of force during isometric contractions of the quadriceps femoris». En: *Journal of motor behavior* 34.1 (2002), págs. 67-81.
- [26] Robin A Conwit y col. «The relationship of motor unit size, firing rate and force». En: *Clinical neurophysiology* 110.7 (1999), págs. 1270-1275.
- [27] Mariama Dione e Yvonne Delevoye-Turrell. «Testing the co-existence of two timing strategies for motor control in a unique task: The synchronisation spatial-tapping task». En: *Hum Mov Sci* 43 (2015), págs. 45-60.
- [28] Yue Du, Jane E Clark y Jill Whitall. «Timing at peak force may be the hidden target controlled in continuation and synchronization tapping». En: *Experimental brain research* 235.5 (2017), págs. 1541-1554.
- [29] Martin Eimer y Bettina Forster. «Modulations of early somatosensory ERP components by transient and sustained spatial attention». En: *Exp Brain Res* 151.1 (2003), págs. 24-31.
- [30] Martin Eimer y Bettina Forster. «The spatial distribution of attentional selectivity in touch: evidence from somatosensory ERP components». En: *Clin Neurophysiol* 114.7 (2003), págs. 1298-1306.
- [31] Roger M Enoka y col. «Task-and age-dependent variations in steadiness». En: *Progress in brain research*. Vol. 123. Elsevier, 1999, págs. 389-395.
- [32] Marc O Ernst. «A Bayesian view on multimodal cue integration». En: *Human body perception from the inside out* 131 (2006), págs. 105-131.
- [33] Marc O Ernst y Martin S Banks. «Humans integrate visual and haptic information in a statistically optimal fashion». En: *Nature* 415.6870 (2002), págs. 429-433.
- [34] Paul Fraisse. «Les synchronisations sensori-motrices aux rythmes [The sensorimotor synchronization of rhythms]». En: *Anticipation et comportement* (1980), págs. 233-257.
- [35] Matthias K Franken y col. «Does passive sound attenuation affect responses to pitch-shifted auditory feedback?». En: *The Journal of the Acoustical Society of America* 146.6 (2019), págs. 4108-4121.

- [36] Andrew J Fuglevand, DAVID A Winter y AFTAB E Patla. «Models of recruitment and rate coding organization in motor-unit pools». En: *Journal of neurophysiology* 70.6 (1993), págs. 2470-2488.
- [37] Christian Gerloff y col. «Steady-state movement-related cortical potentials: a new approach to assessing cortical activity associated with fast repetitive finger movements». En: *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 102.2 (1997), págs. 106-113.
- [38] Jessica A Grahn y Matthew Brett. «Impairment of beat-based rhythm discrimination in Parkinson's disease». En: *Cortex* 45.1 (2009), págs. 54-61.
- [39] Antonia F de C Hamilton, Kelvin E Jones y Daniel M Wolpert. «The scaling of motor noise with muscle strength and motor unit number in humans». En: *Experimental brain research* 157.4 (2004), págs. 417-430.
- [40] Jonathan C Hansen y Steven A Hillyard. «Endogenous brain potentials associated with selective auditory attention». En: *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 49.3-4 (1980), págs. 277-290.
- [41] Ai Hasegawa y col. «Rhythmic synchronization tapping to an audio-visual metronome in budgerigars». En: *Scientific reports* 1.1 (2011), págs. 1-8.
- [42] Elwood Henneman. «Relation between size of neurons and their susceptibility to discharge». En: *Science* 126.3287 (1957), págs. 1345-1347.
- [43] Michael J Hove y col. «Synchronization with competing visual and auditory rhythms: bouncing ball meets metronome». En: *Psychological Research* 77.4 (2013), págs. 388-398.
- [44] John R Iversen y col. «Synchronization to auditory and visual rhythms in hearing and deaf individuals». En: *Cognition* 134 (2015), págs. 232-244.
- [45] Joonyong Jang y col. «Contingent negative variation (CNV) associated with sensorimotor timing error correction». En: *Neuroimage* 127 (2016), págs. 58-66.
- [46] Kelvin E Jones, Antonia F de C Hamilton y Daniel M Wolpert. «Sources of signal-dependent noise during isometric force production». En: *Journal of neurophysiology* 88.3 (2002), págs. 1533-1544.
- [47] Daniel Kahneman y Diane Chajczyk. «Tests of the automaticity of reading: dilution of Stroop effects by color-irrelevant stimuli». En: *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 9.4 (1983), págs. 497-509.
- [48] Uma R Karmarkar y Dean V Buonomano. «Timing in the absence of clocks: encoding time in neural network states». En: *Neuron* 53.3 (2007), págs. 427-438.
- [49] Steven W Keele, Richard I Ivry y Robert A Pokorny. «Force control and its relation to timing». En: *Journal of Motor Behavior* 19.1 (1987), págs. 96-114.

- [50] Peter E Keller, Simone Dalla Bella e Iring Koch. «Auditory imagery shapes movement timing and kinematics: Evidence from a musical task.» En: *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 36.2 (2010), pág. 508.
- [51] Evelyne Kohler y col. «Hearing sounds, understanding actions: action representation in mirror neurons». En: *Science* 297.5582 (2002), págs. 846-848.
- [52] Paul A Kolers y Joan M Brewster. «Rhythms and responses». En: *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 11.2 (1985), págs. 150-167.
- [53] Patricia K Kuhl. «Early language acquisition: cracking the speech code». En: *Nature reviews neuroscience* 5.11 (2004), págs. 831-843.
- [54] Neha Lodha y Evangelos A Christou. «Low-frequency oscillations and control of the motor output». En: *Frontiers in Physiology* 8 (2017), pág. 78.
- [55] Sabrina L López y Rodrigo Laje. «Spatiotemporal perturbations in paced finger tapping suggest a common mechanism for the processing of time errors». En: *Sci Rep* 9.1 (2019), pág. 17814.
- [56] Wolfgang N Löscher y E Gallasch. «Myo-electric signals from two extrinsic hand muscles and force tremor during isometric handgrip». En: *European journal of applied physiology and occupational physiology* 67.2 (1993), págs. 99-105.
- [57] Steven J Luck. *An introduction to the event-related potential technique*. MIT press, 2014. Cap. 6.
- [58] Jinhong Luo, Steffen R Hage y Cynthia F Moss. «The Lombard effect: from acoustics to neural mechanisms». En: *Trends in neurosciences* 41.12 (2018), págs. 938-949.
- [59] Jiří Mates. «A model of synchronization of motor acts to a stimulus sequence. II. Stability analysis, error estimation and simulations». En: *Biol Cybern* 70.5 (1994), págs. 475-484.
- [60] Jiří Mates y Gisa Aschersleben. «Sensorimotor synchronization: the impact of temporally displaced auditory feedback». En: *Acta Psychol (Amst)* 104.1 (2000), págs. 29-44.
- [61] Jiří Mates y Gisa Aschersleben. «Sensorimotor synchronization: the impact of temporally displaced auditory feedback». En: *Acta psychologica* 104.1 (2000), págs. 29-44.
- [62] Jiří Mates, Tomáš Radil y Ernst Pöppel. «Cooperative tapping: Time control under different feedback conditions». En: *Perception & Psychophysics* 52.6 (1992), págs. 691-704.

- [63] Gerald C McIntosh y col. «Rhythmic auditory-motor facilitation of gait patterns in patients with Parkinson's disease.» En: *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry* 62.1 (1997), págs. 22-26.
- [64] George W Miller, Robert E Hicks y Marlene Willette. «Effects of concurrent verbal rehearsal and temporal set upon judgments of temporal duration». En: *Acta Psychol (Amst)* 42.3 (1978), págs. 173-179.
- [65] Yoshihiro Miyake, Yohei Onishi y Ernst Pöppel. «Two types of anticipation in synchronization tapping». En: *Acta Neurobiol Exp (Wars)* 64.3 (2004), págs. 415-426.
- [66] Hwasil Moon y col. «Force control is related to low-frequency oscillations in force and surface EMG». En: *PloS one* 9.11 (2014), e109202.
- [67] Chet T Moritz y col. «Discharge rate variability influences the variation in force fluctuations across the working range of a hand muscle». En: *Journal of neurophysiology* 93.5 (2005), págs. 2449-2459.
- [68] Risto Näätänen. «Processing negativity: an evoked-potential reflection of selective attention». En: *Psychol Bull* 92.3 (1982), págs. 605-640.
- [69] Risto Näätänen, Anthony W. Gaillard y Sirkka Mäntysalo. «Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted». En: *Acta Psychol (Amst)* 42.4 (1978), págs. 313-329.
- [70] Risto Näätänen, Thomas Jacobsen e István Winkler. «Memory-based or afferent processes in mismatch negativity (MMN): A review of the evidence». En: *Psychophysiology* 42.1 (2005), págs. 25-32.
- [71] Risto Näätänen y col. «'Primitive intelligence' in the auditory cortex». En: *Trends in neurosciences* 24.5 (2001), págs. 283-288.
- [72] Fred Paas y col. «Cognitive Load Measurement as a Means to Advance Cognitive Load Theory». En: *Educational Psychologist* 38.1 (2003), págs. 63-71.
- [73] Aniruddh D Patel y col. «Experimental evidence for synchronization to a musical beat in a nonhuman animal». En: *Current biology* 19.10 (2009), págs. 827-830.
- [74] Diana R Pereira y col. «Effects of inter-stimulus interval (ISI) duration on the N1 and P2 components of the auditory event-related potential». En: *Int J Psychophysiol* 94.3 (2014), págs. 311-318.
- [75] Herbert L Pick Jr y col. «Inhibiting the Lombard effect». En: *The Journal of the Acoustical Society of America* 85.2 (1989), págs. 894-900.
- [76] Marcos L Pietto y col. «Electrophysiological approaches in the study of cognitive development outside the lab». En: *PLoS One* 13.11 (2018), e0206983.

- [77] Michael I Posner. «Orienting of attention». En: *Quarterly journal of experimental psychology* 32.1 (1980), págs. 3-25.
- [78] Peter Praamstra y col. «Neurophysiological correlates of error correction in sensorimotor-synchronization». En: *Neuroimage* 20.2 (2003), págs. 1283-1297.
- [79] Jeff Pressing. «The referential dynamics of cognition and action.» En: *Psychological Review* 106.4 (1999), pág. 714.
- [80] Vani G Rajendran. *Predictive Sensorimotor Synchronization in a Rodent Model*. Charla dada en el segundo congreso del TRF (*Timing Research Forum*), Jurequilla, México. 2019.
- [81] Bruno H Repp. «Automaticity and voluntary control of phase correction following event onset shifts in sensorimotor synchronization». En: *J Exp Psychol Hum Percept Perform* 28.2 (2002), págs. 410-430.
- [82] Bruno H Repp. «Phase correction in sensorimotor synchronization: nonlinearities in voluntary and involuntary responses to perturbations». En: *Hum Mov Sci* 21.1 (2002), págs. 1-37.
- [83] Bruno H Repp. «Processes underlying adaptation to tempo changes in sensorimotor synchronization». En: *Hum Mov Sci* 20.3 (2001), págs. 277-312.
- [84] Bruno H Repp. «Rate limits in sensorimotor synchronization with auditory and visual sequences: the synchronization threshold and the benefits and costs of interval subdivision». En: *J Mot Behav* 35.4 (2003), págs. 355-370.
- [85] Bruno H Repp. «Sensorimotor synchronization and perception of timing: effects of music training and task experience». En: *Hum Mov Sci* 29.2 (2010), págs. 200-213.
- [86] Bruno H Repp. «Sensorimotor synchronization: a review of the tapping literature». En: *Psychon Bull Rev* 12.6 (2005), págs. 969-992.
- [87] Bruno H Repp. «Tapping in synchrony with a perturbed metronome: the phase correction response to small and large phase shifts as a function of tempo». En: *J Mot Behav* 43.3 (2011), págs. 213-227.
- [88] Bruno H Repp. «The embodiment of musical structure: Effects of musical context on sensorimotor synchronization with complex timing patterns». En: *Common mechanisms in perception and action: Attention and performance XIX* (2002), págs. 245-265.
- [89] Bruno H Repp y Peter E Keller. «Adaptation to tempo changes in sensorimotor synchronization: effects of intention, attention, and awareness». En: *Q J Exp Psychol A* 57.3 (2004), págs. 499-521.

- [90] K. Robinson y P. Rudge. «Abnormalities of the auditory evoked potentials in patients with multiple sclerosis». En: *Brain* 100 Pt 1 (1977), págs. 19-40.
- [91] Antoni Rodriguez-Fornells y col. «The involvement of audio-motor coupling in the music-supported therapy applied to stroke patients». En: *Annals of the New York Academy of Sciences* 1252.1 (2012), págs. 282-293.
- [92] Richard A Schmidt y col. «Motor-output variability: a theory for the accuracy of rapid motor acts.» En: *Psychological review* 86.5 (1979), pág. 415.
- [93] Benjamin G Schultz y Floris T van Vugt. «Tap Arduino: An Arduino micro-controller for low-latency auditory feedback in sensorimotor synchronization experiments». En: *Behavior research methods* 48.4 (2016), págs. 1591-1607.
- [94] Reza Shadmehr y John W Krakauer. «A computational neuroanatomy for motor control». En: *Experimental brain research* 185.3 (2008), págs. 359-381.
- [95] Orit Shechtman. «The coefficient of variation as an index of measurement reliability». En: *Methods of clinical epidemiology*. Springer, 2013, págs. 39-49.
- [96] David E Sherwood y Richard A Schmidt. «The relationship between force and force variability in minimal and near-maximal static and dynamic contractions». En: *Journal of Motor Behavior* 12.1 (1980), págs. 75-89.
- [97] David E Sherwood, Richard A Schmidt y Charles B Walter. «The force/force-variability relationship under controlled temporal conditions». En: *Journal of motor behavior* 20.2 (1988), págs. 106-116.
- [98] Andrew B Slifkin y Karl M Newell. «Noise, information transmission, and force variability.» En: *Journal of Experimental Psychology: Human Perception and Performance* 25.3 (1999), pág. 837.
- [99] Charles Spence y Cesare Parise. «Prior-entry: a review». En: *Conscious Cogn* 19.1 (2010), págs. 364-379.
- [100] Dagmar Sternad, William J Dean y Karl M Newell. «Force and timing variability in rhythmic unimanual tapping». En: *Journal of motor behavior* 32.3 (2000), págs. 249-267.
- [101] John Sweller. «Cognitive load theory». En: *Psychology of learning and motivation*. Vol. 55. Elsevier, 2011, págs. 37-76.
- [102] Durk Talsma y col. «The multifaceted interplay between attention and multi-sensory integration». En: *Trends in cognitive sciences* 14.9 (2010), págs. 400-410.
- [103] Wolfgang Teder y col. «Interstimulus interval and the selective-attention effect on auditory ERPs: "N1 enhancement" versus processing negativity». En: *Psychophysiology* 30.1 (1993), págs. 71-81.

- [104] Jean-Jacques Temprado y col. «Performing isometric force control in combination with a cognitive task: a multidimensional assessment». En: *PLoS One* 10.11 (2015), e0142627.
- [105] Michael H Thaut y Mutsumi Abiru. «Rhythmic auditory stimulation in rehabilitation of movement disorders: a review of current research». En: *Music perception* 27.4 (2010), págs. 263-269.
- [106] Michael H Thaut, Gerald C McIntosh y Ruth R Rice. «Rhythmic facilitation of gait training in hemiparetic stroke rehabilitation». En: *Journal of the neurological sciences* 151.2 (1997), págs. 207-212.
- [107] Amanda S Therrien y Ramesh Balasubramaniam. «Timing and visual feedback constraints on repetitive finger force production». En: *Experimental brain research* 201.4 (2010), págs. 673-679.
- [108] Amanda S Therrien, James Lyons y Ramesh Balasubramaniam. «Sensory attenuation of self-produced feedback: the Lombard effect revisited». En: *PLoS One* 7.11 (2012), e49370.
- [109] Emanuel Todorov. «Cosine tuning minimizes motor errors». En: *Neural computation* 14.6 (2002), págs. 1233-1260.
- [110] Pamela S Tsang y Michael A Vidulich. «Mental workload and situation awareness.» En: (2006).
- [111] Leonardo Versaci y Rodrigo Laje. «Time-oriented attention improves accuracy in a paced finger-tapping task». En: *European Journal of Neuroscience* (2021).
- [112] Piet G Vos, Jiří Mates y Noud W van Kruysbergen. «The perceptual centre of a stimulus as the cue for synchronization to a metronome: Evidence from asynchronies». En: *The Quarterly Journal of Experimental Psychology Section A* 48.4 (1995), págs. 1024-1040.
- [113] Jane E Warren, Richard JS Wise y Jason D Warren. «Sounds do-able: auditory-motor transformations and the posterior temporal plane». En: *Trends in neurosciences* 28.12 (2005), págs. 636-643.
- [114] Jason D Warren y col. «Perception of sound-source motion by the human brain». En: *Neuron* 34.1 (2002), págs. 139-148.
- [115] Stephen M Wilson y col. «Listening to speech activates motor areas involved in speech production». En: *Nature neuroscience* 7.7 (2004), págs. 701-702.
- [116] Marty G Woldorff. «Distortion of ERP averages due to overlap from temporally adjacent ERPs: analysis and correction». En: *Psychophysiology* 30.1 (1993), págs. 98-119.

- [117] Daniel M Wolpert, Kenji Doya y Mitsuo Kawato. «A unifying computational framework for motor control and social interaction». En: *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B: Biological Sciences* 358.1431 (2003), págs. 593-602.
- [118] Richard D Wright y Lawrence M Ward. *Orienting of attention*. Oxford University Press, 2008.
- [119] Wanxiang Yao, Rew J Fuglevand y Roger M Enoka. «Motor-unit synchronization increases EMG amplitude and decreases force steadiness of simulated contractions». En: *Journal of neurophysiology* 83.1 (2000), págs. 441-452.
- [120] Jeffrey M Yau y col. «Temporal frequency channels are linked across audition and touch». En: *Current biology* 19.7 (2009), págs. 561-566.
- [121] Robert J Zatorre, Joyce L Chen y Virginia B Penhune. «When the brain plays music: auditory–motor interactions in music perception and production». En: *Nature reviews neuroscience* 8.7 (2007), págs. 547-558.