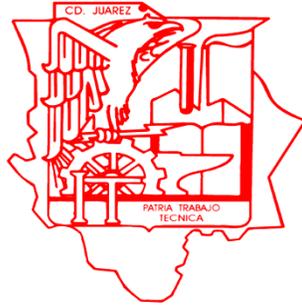


INSTITUTO TECNOLÓGICO DE CD. JUÁREZ
DIVISIÓN DE ESTUDIOS DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN



“MODELO PARA LA DETERMINACIÓN DE UN ÍNDICE INTEGRAL
DE CARGA MENTAL BASADO EN ELECTROENCEFALOGRAMA EN
UN DETERMINADO TIEMPO PARA PROCESOS DE PRODUCCIÓN
SUSTENTABLES”

**ANTEPROYECTO
QUE PRESENTA**

NANCY IVETTE ARANA DE LAS CASAS

**COMO REQUISITO PARCIAL
PARA OBTENER EL GRADO DE
DOCTORA EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA**

Cd. JUÁREZ, CHIH.

ABRIL 2023

DEDICATORIA

Dedico este trabajo a mi esposo que trabajo a mi lado en todo momento del proyecto, a mi hijo por ser la razón de todo lo que hago. A mis padres quienes me dieron la vida y las bases para ser quien soy y a mis hermanos por creer en mí.

AGRADECIMIENTOS

Agradezco a Dios por darme la fuerza para seguir en todos los momentos en que no podía más, a mis directores de Tesis Dr. Jorge De la Riva y Dra. Aide Aracely Maldonado por su apoyo, enseñanzas y paciencia durante todo este proceso.

A mi comité Doctoral, Dr. Arturo Woocay, Dr. Omar Balderrama, Dra. Rosa M. Reyes, Dr. Jaime Sánchez Leal por sus comentarios y recomendaciones sobre mi trabajo a través de todos estos años.

A mi esposo y a mi hijo por el tiempo que nos les dedique por dedicarme a este proyecto.

**EDUARDO RAFAEL POBLANO OJINAGA
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN
P R E S E N T E.**

Por medio de la presente se hace constar que la tesis denominada "MODELO PARA LA DETERMINACIÓN DE UN ÍNDICE INTEGRAL DE CARGA MENTAL BASADO EN ELECTROENCEFALOGRAMA EN UN DETERMINADO TIEMPO PARA PROCESOS DE PRODUCCIÓN SUSTENTABLES", presentado por el(la) alumno(a) **C. NANCY IVETTE ARANA DE LAS CASAS** con número de control **D19T0469**, para obtener el grado de Doctor(a) en el programa de Doctorado en Ciencias de la Ingeniería, ha sido revisada y aprobada en su forma y contenido por los suscritos, por lo que no existe ningún inconveniente para la impresión de la misma.

Se extiende la presente constancia a petición de él(la) interesado(a) y para los fines legales que a él(ella) convengan, en Ciudad Juárez, Chihuahua, a los dieciséis días del mes de marzo del año dos mil veintitrés.

ATENTAMENTE*"Excelencia en Educación Tecnológica"*

**JORGE DE LA RIVA RODRÍGUEZ
DIRECTOR**



**AIDÉ ARACELY MALDONADO MACÍAS
CO-DIRECTORA**



**ARTURO WOCAY PRIETO
REVISOR**



**ROSA MARÍA REYES MARTÍNEZ
REVISORA**



**CESAR OMAR BALDERRAMA ARMENDÁRIZ
REVISOR**

Ccp. División de Estudios de Posgrado e Investigación
Alumno(s)

Ciudad Juárez, Chihuahua, 27/enero/2023

Oficio N°: DEP/015/2023

Asunto: Autorización de impresión de Tesis

**C. NANCY IVETTE ARANA DE LAS CASAS
CANDIDATO(A) AL GRADO DE DOCTOR(A) EN
DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA INGENIERÍA
P R E S E N T E.**

Por este conducto, tengo el agrado de comunicarle que el Comité Tutorial asignado a su trabajo de tesis titulado **"MODELO PARA LA DETERMINACIÓN DE UN ÍNDICE INTEGRAL DE CARGA MENTAL BASADO EN ELECTROENCEFALOGRAMA EN UN DETERMINADO TIEMPO PARA PROCESOS DE PRODUCCIÓN SUSTENTABLES"** ha informado a esta División de Estudios de Posgrado e Investigación, que está de acuerdo con el trabajo presentado. Por lo anterior se le autoriza se proceda con la **IMPRESIÓN DEFINITIVA DE SU TRABAJO DE TESIS**.

Esperando que el logro del mismo sea acorde con sus aspiraciones profesionales, recibe un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Excelencia en Educación Tecnológica



**EDUARDO RAFAEL POBLANO OJINAGA
JEFE DE LA DIVISIÓN DE ESTUDIOS
DE POSGRADO E INVESTIGACIÓN**

C.p. Departamento de Servicios Escolares
División de Estudios Profesionales

ERPO/dmsp



Instituto Tecnológico de Ciudad Juárez



División de Estudios de Posgrado e Investigación

CARTA CESIÓN DE DERECHOS

En la Ciudad de Juárez, Chihuahua; siendo el día 29 del mes de Marzo del año 2023, el (la) que suscribe C. Nancy Ivette Arana De las Casas alumno(a) del Programa de Doctorado en Ciencias de la Ingeniería, con número de control D19110469 adscrito(a) a la División de Estudios de Posgrado e Investigación, manifiesto(a) que es el (la) autor(a) intelectual del presente trabajo de Tesis bajo la dirección del (de la, de los) Dr. Jorge De la Riva Rodríguez y Dra. Aldé Aracely Maldonado Macías y cede los derechos del trabajo titulado MODELO PARA LA DETERMINACIÓN DE UN ÍNDICE INTEGRAL DE CARGA MENTAL BASADO EN ELECTROENCEFALOGRAMA EN UN DETERMINADO TIEMPO PARA PROCESOS DE PRODUCCIÓN SUSTENTABLE, al Instituto Tecnológico de Ciudad Juárez para su difusión, con fines académicos y de investigación.

Los usuarios de la información no deben reproducir el contenido textual, gráficas o datos del trabajo sin el permiso expreso del (de la) autor(a) y/o director(es) del trabajo. Este puede ser obtenido escribiendo a las siguientes direcciones narana@itcdcuahuemoc.edu.mx o nancy.ac@cdcuahuemoc.tecnm.mx Si el permiso se otorga, el usuario deberá dar el agradecimiento correspondiente y citar la fuente del mismo.


Nombre y firma del alumno(a)

RESUMEN

El comportamiento, el desempeño y las interacciones humanas con la tecnología, puede jugar un papel importante en los sistemas de manufactura sustentable que los tiempos actuales exigen, siendo estos vitales del desarrollo sustentable (Thatcher, et al., 2018; Kujawinska, et al., 2015). Estos factores también son parte imprescindible de los sistemas hombre-máquina que integran los nuevos ambientes de manufactura cada vez con más tecnología, que demanda una mayor carga mental (cognitiva) de los trabajadores mientras que la carga física solicitada por las actividades laborales disminuye significativamente, llevándonos a la búsqueda de procesos sustentables cuando la carga mental de trabajo (CMT) es mayor que la física (Van Acker, et al., 2018).

En la Ergonomía es crítico entender como la CMT influye en el desempeño de los trabajadores, y más importante aún, que podemos hacer como ergónomos para medir la carga mental y posteriormente disminuir los efectos negativos de la misma (Young, 2015), lo anterior en relación con que un estudio de carga mental se considera fundamental para entender las limitaciones del sistema de procesamiento de información humano (Dehais, 2020).

Hasta el momento se carece de evidencia de un modelo para la medición de la carga mental en procesos sustentables enfocados en la inclusión de pausas de trabajo que busquen la disminución de la carga mental, así como si debe ser una pausa activa o pasiva, la ausencia de lo anterior permite que en diferentes actividades laborales se pueda observar una excesiva carga mental afectando el desempeño del trabajador, lo cual impacta directamente en las metas de producción sustentable de las empresas.

En este trabajo se obtuvo un modelo integral que permite la medición de carga mental de trabajo basado en electroencefalografía, sustentado en un modelo anterior y agregando la parte integral que permite ver las tendencias de aumento de carga mental, dicho modelo pudo ser validado por su parecido con el modelo de curva de aprendizaje que existe desde hace tiempo.

CONTENIDO

LISTA DE TABLAS	12
LISTA DE FIGURAS.....	13
1. INTRODUCCIÓN.....	15
1.1 ANTECEDENTES	16
1.1.1 Modelos para la evaluación de carga mental	19
2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	23
2.1 Definición del problema	24
2.2 Objetivos	25
2.2.1 Objetivo general	25
2.2.2 Objetivos específicos	25
2.3 Preguntas de Investigación.....	25
2.4 Hipótesis.....	25
2.5 Justificación.	26
2.6 Delimitaciones	27
3. MARCO TEÓRICO	28
3.1. Revisión Sistemática	28
3.1.1 Formulación de problemas.....	28
3.1.2 Búsqueda de los estudios	29
3.1.2.1 Neuroergonomía y Ergonomía Cognitiva.....	29
3.1.2.2 Antecedentes de medición de carga mental (CMT)	33
3.1.2.3 Búsqueda de estudios relacionados con la medición de la carga mental.	47
3.1.2.4 Búsqueda de estudios relacionados con pausas laborales.	50
3.1.2.5 Curva de aprendizaje.	50
3.1.3 Codificación de los estudios.....	53
3.1.3.1 Codificación de los estudios enfocados a la medición de la carga mental.....	53
3.1.3.2 Codificación de los estudios enfocados a las pausas laborales.....	53
3.1.3.3 Análisis de tipos de medición de carga mental por artículo.....	54

3.1.3.4 Clasificación de los resultados de medición de la CMT.	55
3.2. Técnicas de medición seleccionadas	56
3.2.1 Interfaz Cerebro-Computadora (BCI)	56
3.2.2 Electroencefalografía	58
3.2.3 Variabilidad cardíaca	65
4. MATERIALES Y MÉTODOS	67
4.1. Materiales	67
4.1.1 Instrumentos de medición y análisis de carga mental.	67
4.2 METODOLOGÍA.....	73
4.2.1 Diseño y Validación de la interfaz Dual-N Back.....	74
4.2.2 Desarrollo del Experimento en laboratorio	75
4.2.3 Diseño del Modelo	77
5. DESARROLLO	78
5.1 Diseño y Validación de la interfaz Dual N-Back	78
5.1.1 Diseño de interfaz de usuario.....	78
5.1.2 Criterios de selección de sujetos	83
5.1.3 Recolección de información general.....	83
5.1.4 Validación de interfaz de usuario	84
5.1.5 Rediseño de la interfaz.....	88
5.2 Desarrollo del Experimento	88
5.3 Diseño del modelo.	96
5.3.1 Diseño del modelo	96
5.3.2 Validación del modelo.....	97
6. RESULTADOS	98
6.1 Validación de Interfaz Gráfica de Usuario (GUI)	98
6.1.1 Análisis Jerárquico de Tarea (HTA).....	98
6.1.2 Análisis de tareas para identificación de Error Humano (TAFEI).....	99
6.1.3 Resultados de la metodología Nasa-TLX como medición subjetiva de la CMT	100

6.2 Resultados de prueba final.....	103
6.2.1 Hipotesis 1.....	103
6.2.2 Hipótesis 2.....	115
6.2.3 Hipótesis 3.....	117
6.2.4 Hipótesis 4.....	126
7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.....	133
7.1 CONCLUSIONES.....	133
7.2 RECOMENDACIONES.....	135
8. BIBLIOGRAFIA.....	136
GLOSARIO.....	165
ANEXO 1.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
PROTOCOLO DE INVESTIGACIÓN PARA ANÁLISIS DE CLAUSTRO. .	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXO 2.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
CARTA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN TECNM CAMPUS Cd. CUAUHTÉMOC.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
CARTA DE REVOCACIÓN PARA PROYECTOS DE INVESTIGACIÓN TECN M CAMPUS Cd. CUAUHTÉMOC.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXO 3.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
DIAGRAMA DE BLOQUE DEL PROGRAMA DE CMT.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXO 4.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
PRESENTACIÓN DE PANTALLAS DE APP NASA-TLX TRADUCIDAS AL ESPAÑOL..	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXO 5.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
RESULTADOS DEL DISEÑO GENERAL FACTORIAL PARA ASIGNACIÓN DE PRUEBAS DE MANERA ALEATORIA (MATLAB®).....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXO 6.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
CÓDIGO MATLAB® PARA SOLUCIÓN DE DISEÑOS ESTADÍSTICOS EN BLOQUES DIVIDIDOS.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXO 7.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
DIAGRAMAS DE ANÁLISIS JERÁRQUICO DE TAREAS....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.

ANEXO 8.¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.

GRÁFICOS DE RELACIÓN DE EWI CON DESEMPEÑO DE LOS SUJETOS.¡ERROR!
MARCADOR NO DEFINIDO.

ANEXO 9.¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.

GRÁFICOS DE RESULTADOS EWII Y CURVA DE APRENDIZAJE. ...¡ERROR! MARCADOR NO
DEFINIDO.

LISTA DE TABLAS

Tabla 3.1 Contenidos de la neuroergonomía en cuanto a objetos de estudio, métodos y aplicaciones (Correa, 2018)	32
Tabla 3.3 Ecuaciones de los modelos de Crawford y Wright (De la Riva, 2018)	54
Tabla 4.1 Equipo por utilizar.	67
Tabla 5.1 Script para asignación al azar de sujetos	89
Tabla 5.2 Esquematización de diseño a campo de participantes a bloques divididos con asignación de factores al azar	95
Tabla 5.3 Esquematización de diseño a campo de participantes a bloques divididos	96
Tabla 6.1 Resultados NASA-TLX	100

LISTA DE FIGURAS

Figura 3.1 Locus Coeruleus (Bari, et al., 2019).....	35
Figura 3.2 Esquema del modelo de Kahneman, 1973 (Tomado de (Pérez-Hernández, 2014)	36
Figura 3.3 Relación entre palabras clave y los operadores lógicos en la base de datos SAGE.	49
Figura 3.4 Componentes de una BCI (Creación Propia)	57
Figura 3.5 Sistema Internacional 10-20 para la colocación de los electrodos extracraneales.....	59
Figura 3.6 Ilustración de tableros de dardos mostrar la diferencia entre resolución (R), precisión (P), y exactitud (A).....	63
Figura 3.7 Efectos de variar la dificultad en una tarea N-Back de memoria de trabajo, en el espectro de potencia de las señales EEG. (Gevins & Smith, 2000).....	64
Figura 4.1 Tarjeta cerebro OpenBci Cyton.....	68
Figura 4.2 Electrodo de copa de oro y pasta conductiva.....	69
Figura 4.3 Vista superior de prototipo para medición de EEG utilizando Elementos Open BCI.....	69
Figura 4.4 Fotografías de prototipo inicial para medición de EEG utilizando Elementos OpenBCI	70
Figura 5.1 Entorno de Desarrollo GUIDE	79
Figura 5.2 Texto Estático.....	80
Figura 5.3 Pop up menu y sus propiedades.....	80
Figura 5.4 Edit y sus propiedades	81
Figura 5.5 Axes y sus propiedades	81
Figura 5.6 Elementos básicos del programa diseñado	82
Figura 5.7 Esqueleto de programa.	82
Figura 5.8 Ejemplo timer (mathworks, 2020).....	83
Figura 5.9 Resultados de Análisis factorial al azar para asignación de pruebas.....	87

Figura 6.1 HTA principal.....	98
Figura 6.2 Diagramas espacio-tiempo (TAFEI)	99
Figura 6.3 Matrix de transición TAFEI	99
Figura 6.4 Resultados Nasa-TLX para validación de GUI.....	101
Figura 6.5 Resultados ANOVA entre niveles de CMT	102
Figura 6.6 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S22 del grupo 1.....	103
Figura 6.7 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S36 del grupo 2.....	104
Figura 6.8 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S06 del grupo 3.....	104
Figura 6.9 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S16 del grupo 4.....	105
Figura 6.10 Ejemplo de Reporte Variabilidad Cardiaca (Sujeto 20).....	113
Figura 6.11 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 1 (Sujeto 22).....	116
Figura 6.12 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 2 (Sujeto 41).....	116
Figura 6.13 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 3 (Sujeto 12).....	116
Figura 6.14 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 4 (Sujeto 1).....	117

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad, es muy común escuchar el término “Desarrollo Sustentable”, el cual definido por la Comisión Brundtland de las Naciones Unidas es “el desarrollo que cumple con las necesidades del presente sin comprometer la capacidad de las futuras generaciones para cubrir sus propias necesidades” (Naciones Unidas, 1987). Es importante mencionar que no solamente es el aspecto medioambiental sino también el desarrollo socioeconómico, contexto en el cual entran los procesos productivos en los cuales nos enfocaremos.

Por otra parte, la Asociación Internacional de Ergonomía (2019) nos menciona que “La ergonomía es la disciplina científica relacionada con el entendimiento de las interacciones entre humanos y otros elementos de un sistema, y la profesión que aplica teoría, principios, datos y métodos, para diseñar buscando optimizar el bienestar humano y el desempeño total del sistema” (IEA, 2019).

Podemos encontrar en las definiciones anteriores que las dos se centran en el factor humano y en la mejora de complejos sistemas técnico-sociales, pudiendo por lo tanto inferir tal como lo mencionan Radjivey et al. (2015) que la ergonomía puede ser un factor significativo en la transición al desarrollo sustentable de los procesos productivos.

Lo anterior es sustentado por diversos estudios que han abordado la manera como, los conocimientos significativos para la ergonomía, como es el comportamiento, el desempeño y las interacciones humanas con la tecnología, puede jugar un papel importante en los sistemas de manufactura sustentable que los tiempos actuales exigen, siendo estos vitales del desarrollo sustentable (Thatcher, et al., 2018; Kujawinska, et al., 2015; Thatcher y Yeow, 2016; Jasiulewics-Kaczmarek y Saniuk, 2015). Estos factores también son parte imprescindible de los sistemas hombre-máquina que integran los nuevos ambientes de manufactura cada vez con más tecnología, que demanda una mayor carga mental (cognitiva) de los trabajadores mientras que la carga física solicitada por las actividades laborales disminuye significativamente, llevándonos a la búsqueda de procesos

sustentables cuando la carga mental es mayor que la física (Haslam y Waterson, 2013; Van Acker, et al., 2018). Diversos autores definen la carga mental (CMT) como la cantidad de trabajo cognitivo utilizado en una tarea durante un periodo de tiempo establecido (Midha, et al., 2021; Rizzo, et al., 2016; Galy, et al., 2018; Albuquerque, et al., 2018). Por otra parte Blâsing & Bornewasser (2021) nos mencionan que la CMT es la relación entre las demandas del medio ambiente y de la tarea y los recursos cognitivos internos; otra definición que se considera va aún más allá es la que nos ofrece Van Acker et al. (2018) que nos dicen que la CMT existe como una función de las demandas de la tarea y las variables de moderación, y se puede entender como una experiencia subjetiva y una reacción psicológica, que da como resultado un comportamiento relacionado con la ocupación.

Lo anterior trae como consecuencia que nuevos problemas con respecto a la salud de los trabajadores aparezcan en el ambiente laboral, estos se relacionan principalmente con el bienestar mental más que con el físico (Rössler, 2012; Blâsing & Bornewasser, 2021). En la Ergonomía es crítico entender como la CMT influye en el desempeño de los trabajadores, tal como lo mencionan Young et al. (2015), en su trabajo “Estado de la ciencia: La carga mental en la Ergonomía” y más importante aún, que podemos hacer como ergónomos para medir la carga mental y posteriormente disminuir los efectos negativos de la misma. Por otra parte, no debemos olvidar otro factor clave en relación con la CMT que es la presión temporal, muchas veces el factor tiempo de entrega es mucho más relevante que la cantidad o complejidad del trabajo, como ejemplo tenemos el estrés en estudiantes, que está relacionado más con la temporalidad (Correa, 2018).

1.1 ANTECEDENTES

En nuestro país, según la Organización Mundial de la Salud (OMS), existe un 75% de prevalencia de estrés en su fuerza laboral, lo que nos coloca en un primer peldaño por encima de las primeras economías del mundo, como China (73%) o Estados Unidos (59%)

(Maldonado, 2019); lo cual ha traído como consecuencia la publicación el 23 de Octubre del 2018 de la NOM-035-STPS-2018, con nombre “Factores de riesgo psicosocial en el trabajo – Identificación, análisis y prevención”, con el objetivo de establecer los elementos para identificar, analizar y prevenir los factores de riesgo psicosocial, así como para promover un entorno organizacional favorable en los centros de trabajo, la primera etapa de implementación entró en vigor el 23 de octubre de 2019, comprendiendo las obligaciones relacionadas con la elaboración y aplicación de la política, las medidas de prevención, la identificación de los trabajadores expuestos a acontecimientos traumáticos severos, y la difusión de la información, la segunda etapa entro en vigor el pasado 23 de octubre del 2020 con el objetivo de establecer los elementos para identificar, analizar y prevenir los factores de riesgo psicosocial, así como para promover un entorno organizacional favorable en los centros de trabajo (STPS, 2018).

Incluso un término que por desgracia se está volviendo más común en relación con la salud ocupacional es el relacionado con los riesgos psicosociales emergentes, agrupados según Gil-Monte (2012) en cinco áreas, siendo la primera la referente a las nuevas formas de contratación laboral, distinguidas por el surgimiento de contratos laborales menos favorables en conjunto con la tendencia a la programación de la producción, y la subcontratación e inseguridad en el puesto de trabajo. En segundo término, lo relacionado con el envejecimiento de la población activa y retraso en la edad de jubilación, seguido por la intensificación de las actividades laborales, diferenciado por la necesidad de manipular mayor cantidad de información y carga de trabajo en conjunto con una mayor presión de los altos mandos. La cuarta área se refiere a las fuertes exigencias emocionales en el trabajo, junto con un incremento del acoso psicológico y de la violencia por último la enfocada al desequilibrio y conflicto entre la vida laboral y personal.

Como se puede inferir todos estos riesgos psicosociales traen como consecuencia una mayor carga mental con sus correspondientes dimensiones de medición, como pueden ser exigencia mental, exigencia física, exigencia temporal, esfuerzo, rendimiento y nivel de frustración.

Es por lo anterior que la disciplina de la ergonomía ha crecido significativamente en los últimos años y su enfoque se ha expandido hacia nuevos conocimientos en todos sus dominios, que incluyen la ergonomía física, ergonomía cognitiva, y ergonomía organizacional. La primera estudia la anatomía del ser humano, la antropometría, y las características fisiológicas y biomecánicas y como se relacionan con la actividad física laboral. La ergonomía cognitiva se enfoca a los procesos mentales, tales como la percepción, la memoria, el razonamiento, y la respuesta motora, y como estos elementos afectan las interacciones entre los trabajadores y otros elementos de un sistema. (Parasuraman, 2003)

Por último, la ergonomía organizacional se ocupa de la optimización de los sistemas socio técnicos, incluyendo sus estructuras organizacionales, políticas y procesos. En la actualidad el desarrollo de la ergonomía ha llevado a la aparición de la neuroergonomía, que viene a ser el estudio del cerebro y el comportamiento del trabajador en sus actividades laborales (Parasuraman, 2003) y dentro de este mismo contexto nos vamos a encontrar con la neuroergonomía física como el campo de estudio enfocado en el conocimiento de las actividades del cerebro humano en relación con el control y diseño de las actividades físicas (Karwowski, et al., 2003), esta área del conocimiento se discute por Parasuraman & Rizzo (2007) con respecto a las condiciones de salud, fatiga y enfermedades.

En las investigaciones realizadas por Karwowski, et al., (2003), llegan a la conclusión de que la ergonomía física, que se avoca al desempeño del sistema musculoesquelético no tiene ninguna consideración al respecto de diseños cognitivos, en contraste, la ergonomía cognitiva no toma en cuenta los aspectos de requerimiento muscular para el desempeño laboral en los diferentes sistemas hombre-máquina. El enfoque de la neuroergonomía física ofrece una nueva perspectiva metodológica para el estudio de sistemas hombre-máquina en relación con los ambientes laborales y el diseño de las tareas de trabajo. En este enfoque, el cerebro humano está ejerciendo control sobre su entorno, construyendo redes de control de desempeño, las cuales funcionalmente se extienden fuera del cuerpo, haciendo uso de las características del entorno laboral. Estas

redes y el control que permiten son la razón por las que se tiene un cerebro. En este contexto, el desempeño del trabajador puede ser modelado como un proceso dinámico no-lineal que se da sobre las interacciones entre el cerebro humano y el medio ambiente laboral.

Parasuraman y Rizzo (2007) concluyen en su investigación que el enfocarse en el cerebro humano y el control de las actividades físicas puede ser una herramienta muy útil para disminuir incompatibilidades entre la capacidad de los trabajadores y la demanda de sus actividades laborales. Tal enfoque también puede ayudar a evaluar la idoneidad de las soluciones de diseño de sistemas hombre-máquina y determinar las mejoras más efectivas en las estaciones de trabajo. Lo anterior solo se puede lograr según dicen los autores si se tiene un entendimiento muy a fondo del funcionamiento del cerebro al momento en que controla las actividades del trabajador. Ese mismo conocimiento es también muy necesario para entender los mecanismos causales de lesiones musculoesqueléticas otro de los grandes problemas en lo referente a enfermedades de tipo laboral. Para terminar, mencionan que, desde la perspectiva anteriormente mencionada, el funcionamiento del cerebro debe de ser reflejado en el desarrollo de principios de diseño y requerimientos operacionales de sistemas hombre-máquina (Parasuraman & Rizzo, 2007)

1.1.1 Modelos para la evaluación de carga mental

Los actuales puestos de trabajos muestran una tendencia creciente en la exigencia de carga mental en los trabajadores, lo cual ha llevado a diversos investigadores a centrarse en diferentes maneras de evaluarla (Estes, 2015; Haji et al., 2015; Käthner et al., 2014; Park et al., 2018), estos estudios enfatizan colectivamente la importancia de obtener respuestas cerebrales junto con las mediciones ergonómicas más convencionales para comprender con precisión las demandas impuestas a los trabajadores que requieren procesamiento físico y cognitivo, futuras investigaciones sobre la comparación de estas respuestas cerebro-cuerpo con el rendimiento más tradicional o medidas subjetivas también

son necesarias para entender el costo neuronal subyacente del estado funcional del operador (Parasuraman, 2003).

Los modelos para la valoración de la carga mental en los trabajadores se pueden clasificar en fisiológicos, subjetivos y analíticos.

Con respecto a los fisiológicos Charles & Nixon (2019), nos presentan una revisión muy completa en su artículo “Midiendo carga mental usando mediciones fisiológicas: una revisión sistemática” estas mediciones incluyen el movimiento de ojos (Faure, et al., 2016), la frecuencia cardíaca (ECG) (Orlandi, et al., 2018; Heine, et al., 2017; Luque-Casado, et al., 2016 y Matthews, et al., 2015), la respuesta galvánica de la piel (Jiménez-Molina, et al., 2018), presión sanguínea y monitoreo de atención (Brookhuis, et al., 2010), respiración, diámetro de la pupila y termografía facial (Marinescu, et al., 2016; Grassmann, et al., 2017 y Marinescu, et al., 2018), Electroencefalografía (EEG) (Fallahi, et al., 2016), espectroscopía funcional cerca del infrarrojo (fNIRS) (Foy, et al., 2018).

En relación con los modelos de tipo subjetivos existen numerosas investigaciones que validan principalmente la funcionalidad de la prueba NASA-TLX (Hart & Staveland 1988; Hart, 2006), una prueba que tiene más de treinta años y en base a su desempeño se sigue usando en investigaciones muy actuales (Al Madi, et al. 2022; Mohammadian, et al. 2022; Kochu, et al. 2022). Con menor importancia, pero de igual trascendencia en las pruebas subjetivas están la Escala de Calificación de esfuerzo mental (RSME) (Ghanbary-Sartang, et al., 2016; Widyanti, et al., 2013), la técnica de evaluación subjetiva de carga de trabajo (SWAT) (Cruz, 2017; Rubio, 2004), escala de autoevaluación de carga instantánea (ISA) perfil de carga de trabajo (WP) (Maier et al., 2018), escala subjetiva de carga mental (ESCAM) (López, 2017; Ceballos-Vázquez, et al., 2016; Macías Rivera, et al., 2016), y la escala de Cooper-Harper (Cruz Espinoza, 2017; Mansikka, 2018)

Para finalizar existe un modelo analítico con nombre Herramienta Mejorada de Integración de Investigación de Rendimiento (IMPRINT) (Rusnock et al., 2018) que incluye una opción VACP (visual, auditiva, cognitiva y físico motora) (Rusnock, et al., 2015)

1.1.2. Modelos de pausas de trabajo.

La literatura menciona dos tipos de pausas de trabajo (García, et al., 2018), las pasivas como por ejemplo el ver un video o mantener comunicación informal con otros trabajadores (Arrabito, et al., 2015; Bhatia y Murrell, 1969; Huang, 2016; Oliver, 2016; Osama, et al., 2015; Rupp, et al., 2017; Schmidt, 2018; Steinborn y Huestegge, 2016; Zhang, 2018), y las activas que promueven el ejercicio físico, mental y emocional durante la jornada laboral (Carrillo y Hernández, 2015; Cepeda, 2017; Lugmaña, 2017; Maldonado, 2016; Moreno, et al., 2018; Weslake y Christian, 2015).

Diversos estudios mencionan que el tener pausas en el trabajo es benéfico cognitivamente para el trabajador, ya que:

- Reduce la carga mental (Arrabito, et al., 2015; Atashfeshan y Razavi, 2017; Carrillo y Hernández, 2015; Rupp, et al., 2017; Steinborn y Huestegge, 2016; Wagner, et al., 2017; Zhang, 2018)
- Disminuye el cansancio físico (Blasche, et al., 2017; Lugmaña, 2017; Welley, et al., 2019).
- Influyen en el incremento de la productividad del trabajador (Bhatia y Murrell, 1969; Lim y Kwok, 2016; Kuhnle, et al., 2017; Villalva, 2015; Welley, et al., 2019)
- Reduce la probabilidad de errores que pueden llevar a consecuencias tales como accidentes y/o defectos de calidad (Di Pasquale, et al., 2015; Lim y Kwok, 2016). Pueden ser un factor para la disminución de molestias musculoesqueléticas de tipo laboral (Chakrabarty, et al., 2016; Osama, et al., 2015; Stock, et al., 2018; Waongenngarm, et al., 2018).
- Les permite a los trabajadores tener reservas de energía al finalizar su jornada laboral con el fin de incrementar su calidad de vida, sobre todo hablando de trabajadores de más de cuarenta años (Balderrama, et al., 2019)

Para terminar con lo referente a pausas laborales cabe mencionar algunos de los descubrimientos específicos que nos presentan las investigaciones: Wagner et al., (2017) menciona que los efectos positivos de las pausas de trabajo son más significativos en

trabajadores de edad avanzada, Steinborn y Huestegge (2016) señalan que los beneficios de las pausas activas y pasivas son similares, en contraposición Osama et al., (2015) muestran que las pausas activas generan mejor resultados en la disminución de la carga mental o física en el trabajador, por otra parte Oliver (2016) presentan en su investigación en la industria restaurantera que la inclusión de pausas no afecta directamente la satisfacción de los empleados en comparación con el tipo de administración que si aumenta la productividad laboral.

2. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

La carga mental no es una variable que se presenta solamente en ambientes laborales de oficina o relacionados con cargos de alta gerencia, esta se presenta en todo tipo de actividades laborales de ahí el que investigaciones como la realizada por Apud (2012) recomiendan la implementación de la ergonomía y sus lineamientos en todo tipo de estaciones de trabajo, las cuales según Nieto (2014) presentan una tendencia de incremento con respecto a las lesiones y enfermedades laborales con una diferenciación significativa entre los tipos de padecimientos de tipo laboral a los cuales no enfrentamos en la actualidad más relacionados con el aspecto cognitivo del trabajador que con el físico, lo anterior debido a la demanda mental que los nuevos ambientes laborales exigen de sus trabajadores con el fin de cubrir sus expectativas de calidad y servicio al cliente. Lo cual es reforzado por otros estudios que nos mencionan que la carga mental tiene una larga asociación con las investigaciones ergonómicas relacionadas con el desempeño con seguridad del trabajador en sus actividades laborales (Dehais, et al., 2020)

Otro factor importante es el de la relación entre la alta CMT y la probabilidad de cometer errores en el área de trabajo con consecuencias que pueden llevar a un accidente, esto debido a que cuando nuestra capacidad para procesar información resulta sobrepasada, aparecen el estrés y la ansiedad, y se deterioran procesos cognitivos clave para la correcta realización de una tarea, tales como la percepción de estímulos, la consciencia de la situación o la toma de decisiones (Correa, 2018)

Por otra parte, según lo que se menciona en la investigación de Dehais, et al., (2020) un estudio de carga mental es fundamental para entender las limitaciones del sistema de procesamiento de información humano. Esta área de investigación es crucial para la exploración de relaciones complejas de equipos de trabajo cuando la interacción con la tecnología necesita que el trabajador sea multitareas o un nivel de complejidad cognitiva alto.

2.1 Definición del problema

Hasta el momento se carece de evidencia de un modelo para la medición de la carga mental en procesos sustentables enfocados en la inclusión de pausas de trabajo que busquen la disminución de la carga mental, así como si debe ser una pausa activa o pasiva, la ausencia de lo anterior permite que en diferentes actividades laborales se pueda observar una excesiva carga mental afectando el desempeño del trabajador, lo cual impacta directamente en las metas de producción sustentable de las empresas.

Por otra parte, en la literatura podemos encontrar que diversos autores tales como: Apud, 2012; Duque López, 2015 y Nadima, 2014 han abordado el tema de implementación de modelos de pausas activas como incidencia en la disminución de la carga física; sin embargo, en lo que respecta a la injerencia de pausas para disminución de carga mental se considera que este es un campo de estudio muy importante y que aún no se aborda con profundidad.

Se encontró una tesis (Pineda-Carrillo, 2017) en relación con la elaboración de una guía de pausas activas enfocada directamente a la reducción del estrés en trabajadores del área de postcosecha en una empresa en particular localizada en Quito, Ecuador, al hacer un análisis más a fondo de la investigación se puede inferir que la guía está directamente diseñada para funcionar en la empresa para la cual fue elaborada, bajo las condiciones laborales específicas de la empresa; lo cual nos regresa a analizar los modelos de pausas diseñados para cargas físicas ya que no se encuentra una razón lógica para pensar que un modelo con características similares a los que funcionan para la disminución de la carga física no trabaje de forma significativa en la disminución de la carga mental.

2.2 Objetivos

2.2.1 Objetivo general

Desarrollar un modelo para la determinación de un índice integral de carga mental en procesos sustentables que incluyan pausas laborales que prevenga la fatiga mental y favorezca los indicadores de desempeño en ambientes de laboratorio y reales.

2.2.2 Objetivos específicos

1. Determinar las variables involucradas en la medición del efecto de la carga mental en el trabajador.
2. Determinar los parámetros involucrados en un modelo que permitirá medir el comportamiento cognitivo en un proceso sustentable en un periodo de tiempo.

2.3 Preguntas de Investigación.

1. ¿Como se puede obtener la carga mental de trabajo?
2. ¿Cuál sería el índice de carga mental para medir el comportamiento cognitivo en un proceso sustentable en un periodo de tiempo?
3. ¿Cuál sería el modelo que permitirá medir el comportamiento cognitivo en un proceso sustentable en un periodo de tiempo?
4. ¿Cuál es el comportamiento de la carga mental con respecto a las pausas laborales?

2.4 Hipótesis

1. Mediante la medición de las siguientes variables se determinará la carga mental de trabajo: ondas cerebrales, variabilidad cardíaca, demanda mental, demanda física, demanda temporal, esfuerzo, rendimiento y nivel de frustración.

2. Mediante el índice de carga mental basado en Electroencefalografía (EWI) se medirá el comportamiento cognitivo en un periodo de tiempo.
3. Basado en el comportamiento de sistemas dinámicos se obtendrá un modelo Integral apoyado en el EWI que permita visualizar el comportamiento de la carga mental en un proceso sustentable en un periodo de tiempo
4. El índice de carga mental será menor con pausas laborales que sin pausas.

2.5 Justificación.

Los beneficios asociados a este proyecto son de carácter práctico y teórico. En cuanto a los beneficios pragmáticos del modelo se considera que es un proyecto pionero, ya que hasta el momento no se ha encontrado evidencia alguna que considere la medición de carga mental en procesos con inclusión de pausas laborales con el objetivo de disminuir la carga mental de trabajo en la búsqueda de una propuesta sustentable de trabajo y producción.

Se requiere de modelos donde el trabajador sea el elemento central, buscando beneficios de salud, seguridad e higiene, balance entre vida laboral y personal, calidad de vida, delegación apropiada de tareas y/o responsabilidades, pago justo de salarios entre otros (Kujawinska, et al., 2015).

Por otra parte, desde el punto de vista teórico hay una contribución, ya que el modelo contará con algoritmos para la determinación del efecto de la carga mental en el individuo bajo condiciones de trabajo que permitan determinar elementos prevención de la fatiga mental y sus consecuencias.

Se desarrollará una metodología para la validación del modelo que contribuya a determinar los parámetros para mejorar los indicadores de desempeño de las empresas con un enfoque sustentable y una mayor productividad.

2.6 Delimitaciones

El proyecto se delimitará a tareas que impliquen cierta complejidad mental como podrían ser inspección, manejo de equipo de tecnología avanzada, ajuste (set-up) de maquinaria, mantenimiento, programación, en ambiente de laboratorio.

3. MARCO TEÓRICO

Se constituyo por el marco conceptual que incluyo lo referente a modelo, carga mental, procesos sustentables, pausas y curva de aprendizaje, por otro lado el marco contextual abarco lo referente neuroergonomía, ergonomía cognitiva, tareas cognitivas en operaciones industriales y producción y/o procesos sustentables y ya en el marco teórico se cubrió lo referente a modelos de disminución de carga física que en determinado momento se tratarán de emular para carga mental, modelos de pausas, ya sean activas o pasivas, los procesos sustentables con sus variables involucrados y la influencia de la ergonomía y obviamente la carga mental que incluye los diferentes tipos de evaluación, las teorías relevantes en cuanto a tiempo, contenido y duración de las mismas y los riesgos operacionales, de salud y seguridad a los que puede estar expuesto el trabajador cuando la carga mental excede los límites significativos.

3.1. Revisión Sistemática

Se realizó una revisión sistemática de la literatura con respecto a, neuroergonomía, ergonomía cognitiva, la carga mental: definición y tipos de medición: subjetiva, fisiológica y analítica, pausas de trabajo y curva de aprendizaje.

3.1.1 Formulación de problemas.

El objetivo específico en la realización de la revisión sistemática fue la respuesta a las siguientes preguntas: Con respecto a la carga mental nos enfocaremos a buscar la respuesta de ¿Cuáles variables se tomarán en cuenta para medir carga mental y como se miden estas variables? Dividiendo las mediciones en subjetivas, físicas y analíticas.

La segunda revisión sistemática se enfocó a las pausas y sus efectos en carga mental y en la productividad y salud de los trabajadores, partiendo de la pregunta ¿Cuál es el efecto

de las pausas en la carga mental, en la salud y en el desempeño del trabajador y en las empresas?

La tercera revisión sistemática se enfocó en la curva de aprendizaje y su comportamiento buscando un punto de validación del modelo de medición de carga mental **que se presentará.**

3.1.2 Búsqueda de los estudios

Los criterios de inclusión y exclusión generales de ambos estudios incluyeron que solo se enfocaron a población adulta; solamente artículos de investigación, tesis, capítulos de libro o artículos de revisión; se aceptaron estudios experimentales y cuasiexperimentales con asignación aleatoria.

3.1.2.1 Neuroergonomía y Ergonomía Cognitiva

Parasuraman (2003), define la Neuroergonomía como el estudio del cerebro y el comportamiento del hombre en el trabajo, en contraste Correa (2018) nos menciona que “Neuroergonomía significa fundamentalmente reconocer que los conocimientos que tenemos sobre los correlatos neurológicos de la interacción de la persona con el ambiente laboral pueden ser útiles para intervenir en dicha interacción”. De acuerdo con la definición propuesta por la Asociación Internacional de Ergonomía, la ergonomía cognitiva se encarga del estudio de los procesos mentales (percepción, memoria, razonamiento y respuestas motoras) implicados en la interacción entre las personas y los demás elementos de un sistema. Dentro de sus contenidos básicos están la carga mental, la toma de decisiones, la ejecución experta, la interacción persona-máquina, la fiabilidad humana, el estrés laboral y la capacitación (Correa Á., 2018)

La Neuroergonomía combina las disciplinas de neurociencia y ergonomía con el fin de optimizar los beneficios de las dos. El objetivo no solamente es el estudiar las funciones

y estructuras del cerebro, como lo busca la neurociencia, sino hacerlo en el contexto de la cognición humana y comportamiento en el trabajo, en el hogar, en el manejo de vehículos, y en otros ambientes laborales (Parasuraman & Rizzo, 2007)

La ciencia antes mencionada se enfoca en investigaciones de las bases neurales de funciones perceptivas y cognitivas tales como ver, oír, la atención, la memoria, la toma de decisiones y la planeación en relación con las tecnologías y variables en el mundo real. Debido a que el cerebro humano interactúa con el mundo vía un cuerpo físico, la Neuroergonomía también se preocupa de las bases neurales del desempeño físico (sujetar, mover, o levantar objetos y las extremidades del cuerpo humano), siendo también importante mencionar que la neuroergonomía ve al cerebro y la mente considerando que están influenciados por el contexto laboral y la tecnología alrededor del humano (Parasuraman & Rizzo, 2007).

Con base a lo anterior, la neurociencia debe estudiar la mente no aisladamente sino en interacción con el mundo físico, de esta manera un segundo paso se vuelve natural preguntando como diseñar herramientas para el trabajo que faciliten la interacción hombre-máquina lo cual es el dominio de la ergonomía, por otro lado la Neuroergonomía va más allá postulando que el cerebro, como parte cognitiva del ser humano es formado por el ambiente físico, por lo tanto debe de ser estudiado en interacción con este ambiente con el fin de entender de una manera cabal las interrelaciones de cognición, acción y el mundo de los artefactos tales como las herramientas, los controles y los tableros como parte del sistema hombre-máquina (Parasuraman & Rizzo, 2007).

En cuanto a las funciones, la neuroergonomía comparte con la ergonomía cognitiva la consideración de procesos psicológicos básicos típicamente estudiados en los laboratorios de Psicología Experimental como la emoción, la percepción y la atención, o las funciones ejecutivas. No obstante, los contextos cotidianos presentan una mayor complejidad que las condiciones más simplificadas y controladas del laboratorio, de manera que su abordaje científico también requiere emplear conceptos más complejos (Correa, 2018)

Una mayor comprensión de las funciones cerebrales pueden llevar a que la ergonomía se desarrolle de una mejor manera y afine sus teorías, lo cual puede promover nuevas investigaciones con un alcance mucho mayor que las actuales, incluyendo los métodos neuroergonómicos que implican estudios de comportamiento y desempeño como lo son imágenes cerebrales, mediciones de movimiento ocular, electroencefalogramas, y técnicas computacionales cada una de ellas con sus ventajas y desventajas (Parasuraman & Rizzo, 2007) y por lo tanto la neuroergonomía tal como la menciona Parasuraman (2003), puede conducir al diseño de condiciones de trabajo más eficientes y seguras.

Las aportaciones más importantes que la neuroergonomía puede hacer al ámbito de la ergonomía según Correa (2013) son:

1. El conocer los correlatos neurológicos de la conducta de las personas en interacción con el ambiente nos puede permitir explicar y predecir mejor los fenómenos que los ergónomos estudian.
2. La medición de índices neurológicos en línea durante la realización de las tareas en los ambientes aplicados nos permitirá proponer medidas para evitar los efectos negativos de esta interacción

Las principales aplicaciones de la neuroergonomía consisten en intervenir sobre el individuo (entrenamiento, potenciación neurocognitiva, rehabilitación, realidad virtual) y sobre los dispositivos que este utiliza (mejorando su diseño, automatizando funciones, desarrollo de interfaz cerebro-computadora) para mejorar la seguridad, la eficiencia y el bienestar durante dicha interacción. Esta información se muestra en la tabla que presenta Correa (2018), donde clasifica los contenidos del área del conocimiento correspondiente a la Neuroergonomía en cuanto objeto de estudio o fenómenos, métodos de medición y Aplicaciones (Ver Tabla 3.1) (Correa, 2018), todo lo anterior puede conducir al diseño de condiciones de trabajo más eficientes y seguros por parte de los ergónomos (Parasuraman 2003).

Tabla 3.1 Contenidos de la neuroergonomía en cuanto a objetos de estudio, métodos y aplicaciones (Correa, 2018)

Objeto de Estudio	Métodos	Aplicaciones
Carga de trabajo mental	Astigrafía	Automatización adaptativa
Emoción	Conductancia eléctrica de la piel	Diseño universal
Error Humano	Electroencefalograma (EEG)	Entrenamiento
Estrés	Electrocardiografía (ECG)	Ergonomía física
Fatiga Mental	Imagen por resonancia magnética funcional (fMRI)	BCI
Funciones Ejecutivas	Espectroscopia de infrarrojo (fNIRS)	Neuro ingeniería
Multitarea	Movimientos oculares	Neuro prótesis
Navegación espacial	Ultrasonido Doppler Transcraneal (TCD)	Neurorrehabilitación robotizada
Percepción y atención	Estimulación de corriente directa transcraneal (TDCS)	Realidad virtual
Sueño y ritmos circadianos	Termografía	Robots sociales
Vigilancia	Sistemas de entrenamiento en Monitoreo (TMS)	Visión artificial

Las medidas de la función cerebral pueden indicar no solo cuando un operador está sobrecargado, somnoliento o fatigado, sino también qué redes cerebrales pueden verse afectadas. En resumen, las medidas neuroergonómicas ofrecen nuevas vías para las intervenciones adaptativas destinadas a mejorar el rendimiento del sistema y se puede inferir que un área potencialmente fértil para la investigación neuroergonómica está en el análisis y posible predicción de errores humanos. Científicos cognitivos y analistas de factores humanos han propuesto muchos enfoques diferentes para la clasificación, descripción y explicación de error humano en sistemas hombre-máquina complejos (Norman y Shallice 1986, Reason 1990, Senders & Moray, 1991). El análisis de la actividad cerebral asociada con los errores puede ayudar a refinar estas taxonomías. Se ha identificado un componente ERP específico asociado con errores, la negatividad

relacionada con errores (ERN). El ERN permite la identificación, predicción y tal vez prevención de errores del operador en tiempo real (Parasuraman, 2003).

En la actualidad donde la Industria 4.0 ha incorporado el uso de nuevas tecnologías digitales tales como son los lentes de realidad aumentada, el estudio de como estas tecnologías pueden inferir cognitivamente en el trabajador, ha sido ya de interés de los ergónomos, Hilal et al. (2021), realiza una comparación entre trabajadores de la industria automotriz, unos usando lentes de realidad aumentada para sus actividades laborales y otros no utilizándolos, concluyendo que las actividades laborales realizadas con la ayuda de las nuevas tecnológicas benefician la productividad del trabajador y la calidad del trabajo y no aumentan la carga cognitiva del trabajador de hecho en el estudio los resultados subjetivos de la CMT fueron 10% menores cuando trabajaban con la ayuda de los lentes de realidad virtual (Atici-Ulus, et al., 2021)

3.1.2.2 Antecedentes de medición de carga mental (CMT)

La carga de trabajo afecta cualquier tipo de actividad laboral, especialmente, si estamos hablando de rendimiento; Gore (2018) afirma que la carga de trabajo puede considerarse física, mental o la relacionada con el esfuerzo necesario para iniciar las demandas de la tarea. Las estaciones de trabajo actuales muestran una tendencia creciente en la demanda de CMT en los trabajadores, lo que ha llevado a los investigadores a centrarse en diferentes formas de evaluarla (Estes, 2015; Käthner, et al., 2014; Park, et al., 2018).

La teoría dominante de la carga de trabajo mental humana es la teoría de los recursos de Wickens (2002) según se menciona en Mehta & Parasuraman (2013), esta teoría postula que, a excepción de las tareas muy aprendidas a las cuales también se les conoce como “automáticas”, el rendimiento es directamente proporcional a la aplicación de recursos atencionales. La teoría también propone que el grado de superposición de múltiples grupos de recursos determina el patrón y la cantidad de interferencia cuando se realizan dos o más

tareas simultáneamente, como podría ser conducir y hablar por teléfono. Los estudios de multi tarea han proporcionado un apoyo abundante a la teoría de los recursos, pero una crítica es que la teoría es circular, lo que puede estar relacionada con la falta de una medida independiente de los recursos (Mehta & Parasuraman, 2013).

Los resultados de pruebas subjetivas muestran que la CMT de tareas relacionadas con la vigilancia es alta y sensitiva a factores que incrementan demandas de procesamiento. Por la parte fisiológica, estudios de neuroimagen usando sonografía Doppler transcraneal proveen evidencia por cambios de recursos que implican decremento en el desempeño de tareas de vigilancia. En conjunto todas las pruebas confirman que las tareas de vigilancia reducen el desempeño e incrementan el distrés y estos cambios aumentan con la dificultad de la tarea (Warm, et al., 2008).

En las investigaciones neuroergonómicas iniciales mismas que se realizaron durante la II Guerra Mundial se descubrió que los errores en las tareas de vigilancias ocurrían más frecuentemente conforme más durara la tarea. A este descubrimiento se le conoce como “decremento de vigilancia” En la actualidad las investigaciones en este campo se enfocan mucho a los tiempos de reacción de los sujetos, lo cual permite estudiar con una mayor resolución temporal las fluctuaciones rápidas de la atención de los sujetos. Correa (2018) explica las funciones de vigilancia concentrándose en tres teorías:

1. **Teoría de la activación o arousal.** Establece que el nivel de vigilancia de los individuos depende de su nivel de activación psicofisiológica (arousal). El Locus Coeruleus (Figura 3.2), núcleo productor de norepinefrina localizado en el tronco cerebral, es imprescindible en la regulación de los procesos de vigilia y del estado de alerta. Esta teoría menciona que la naturaleza monótona y repetitiva de las tareas de vigilancia reduce la activación del sistema de vigilia Locus Coeruleus-Norepinefrina, lo cual produce una hiperactivación general del sistema nervioso que se manifiesta en un empeoramiento progresivo de la ejecución de la tarea (Correa, 2018)

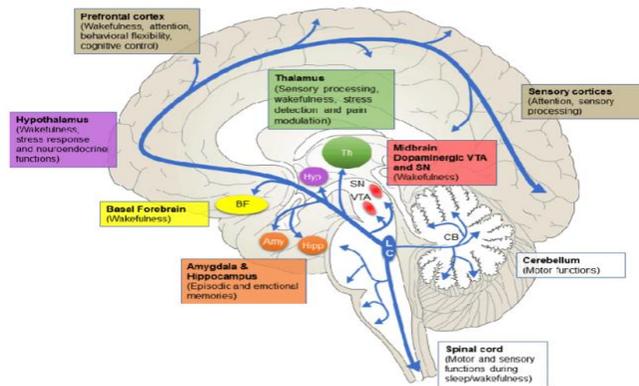


Figura 3.1 Locus Coeruleus (Bari, et al., 2019)

2. **Teoría de los recursos atencionales.** Conforme al modelo de recursos de Kahneman (Figura 3.2), la vigilancia se entiende como un conjunto limitado de recursos energéticos que determina la capacidad de trabajo mental. Estos recursos dependen de la cantidad general de activación del organismo. El aspecto central del modelo consiste en explicar cómo se reparte ese esfuerzo, considerando dos elementos básicos: la evaluación de las demandas de capacidad y la política de distribución de recursos.

Parasuraman y Davies (1977) realizaron una clasificación de todas las tareas de vigilancia en función de la cantidad de recursos atencionales que demandan. A partir de este trabajo de revisión concluyeron que el decremento de vigilancia durante la realización de una tarea es mayor cuantos más recursos atencionales demanda dicha tarea (Parasuraman R., 1977)

En contraste con la teoría de activación que manejaba que el decremento en vigilancia es debido a un hipo activación fisiológica causado por las características hipo estimulantes de las tareas de vigilancia, esta teoría considera que este tipo de tareas demandan tal cantidad de recursos que acaban por sobrecargar el sistema cognitivo y por lo tanto agotar los recursos disponibles, lo que conlleva a un decremento progresivo en el desempeño.

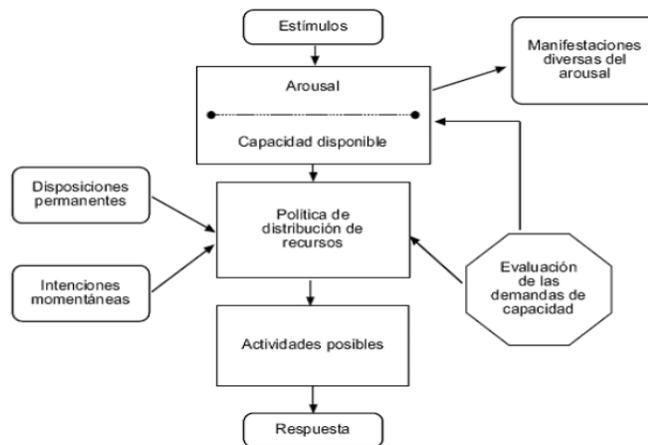


Figura 3.2 Esquema del modelo de Kahneman, 1973 (Tomado de (Pérez-Hernández, 2014))

3. **Teoría de la distracción.** Una de las características principales de esta teoría es el concepto de “*lapse*”, al cual también se le conoce con los términos “*distracción*” o “*fallo transitorio de la atención*”. Este concepto es importante porque implica que las fluctuaciones en el nivel de vigilancia pueden ocurrir a escalas temporales mucho más pequeñas de lo que se pensaba.

Las distracciones pueden ocurrir por la intromisión de pensamientos distractores que no están relacionados con la ejecución de la tarea objetivo, o por una bajada momentánea, en cuestión de segundos, del sistema de control atencional. Por tanto, de acuerdo con la escala temporal donde ocurren los decrementos o fallos de la vigilancia, podemos distinguir entre aspectos más tónicos (entre minutos y horas) o más fásicos (de segundos a minutos) de la vigilancia, también denominados como “atención sostenida” o “alerta”.

De la misma manera que la teoría del arousal esta teoría establece que la naturaleza repetitiva y monótona de la tarea produce una habituación, por otra parte, comparte con la teoría de los recursos que dicho “aburrimiento” puede controlarse de forma intencional, asignando más recursos atencionales.

Los modelos para la evaluación de CMT en los trabajadores pueden ser clasificados en Fisiológicos, Subjetivos y Analíticos

Con respecto a las medidas fisiológicas, estas se basan en el uso de ciertas actividades cognitivas asociadas a variaciones fisiológicas en las personas, donde la variación en las mediciones se ve afectada por el aumento o disminución de la CMT debido a la actividad laboral. La principal ventaja de este tipo de mediciones es que no interfiere con el desempeño de la tarea principal; sin embargo, como desventaja se tiene que puede verse afectada por la salud del trabajador y el equipo necesario para su ejecución puede ser costoso y/o difícil de manejar.

Las medidas de la función cerebral pueden indicar no sólo cuando un operador está sobrecargado, somnoliento o fatigado, sino también qué redes cerebrales pueden verse afectados. En resumen, las medidas neuroergonómicas ofrecen nuevas vías para las intervenciones adaptativas destinadas a mejorar el rendimiento del sistema hombre-máquina (Parasuraman, 2003)

En relación con las técnicas fisiológicas de medición de CMT, se pueden resaltar las siguientes:

- **Frecuencia cardíaca (HR)**, es el número de veces que el corazón de una persona late por minuto, el rango normal para adultos es de 60 a 100 latidos por minuto, pero puede variar de persona a persona. Varios autores mencionan que la frecuencia cardíaca aumenta cuando aparece la CMT (Fallahi, et al., 2016; Grassmann, et al., 2017; Yan, et al., 2017)
- **Variabilidad de la frecuencia cardíaca (HRV)**, es una medición que indica la variación en los latidos del corazón de la persona dentro de un intervalo específico. Cuando los intervalos entre los latidos del corazón son relativamente constantes, la HRV se considera baja, si su longitud varía, la HRV es alta. El análisis espectral de la HRV permite la descomposición en componentes asociados con diferentes mecanismos biológicos, tales como la relación de poder de baja frecuencia/poder de alta frecuencia (LF/HF), la media entre-latidos (RR), la desviación estándar de los intervalos normales RR (SDNN), etc. (Yan, et al., 2017). La variabilidad de la

frecuencia cardíaca disminuye en relación con la carga mental (Heine, et al., 2017; Mandrick, et al., 2016; Teo et al., 2015)

- **Cortisol en la saliva**, el cortisol (hidrocortisona), es una hormona esteroide o glucocorticoide sintetizada por la glándula suprarrenal, liberada en respuesta al estrés y niveles reducidos de glucocorticoides en la sangre. Cinaz, et al., (2013) afirma que, en algunos sujetos, los niveles de cortisol en la saliva aumentan en relación con la CMT, mientras que, en otros, los niveles de cortisol se mantienen iguales o disminuyen. Estas respuestas podrían explicarse al concluir que los factores estresantes y de evaluación social que no son controlables, están asociados con los cambios de cortisol en la saliva.
- **Ritmo y duración del parpadeo**, el parpadeo es un cierre rápido semiautónomo del parpado. Hoy en día, los investigadores piensan que el parpadeo puede ayudar al ser humano a desvincular su atención; después de la aparición de parpadeos, la actividad cortical disminuye en la red dorsal y aumenta en la red de modo predeterminado que se puede asociar con el procesamiento interno. La frecuencia y la duración del parpadeo de los ojos disminuye con la CMT (Yung & Wells, 2017; Ogawa, 2016)
- **Duración de la fijación ocular** es el período en el que los ojos permanecen relativamente quietos. Teo, et al., (2015) hace referencia a que la duración de la fijación es más corta cuando la CMT está presente.
- **Dilatación de la pupila (PD)**, El tamaño de la pupila es controlado por las actividades de dos músculos: el músculo del esfínter circunferencial que se encuentra en el margen del iris, innervado por el sistema nervioso parasimpático; y el músculo dilatador del iris, corriendo radialmente de la raíz del iris hasta el borde periférico del esfínter. Yan et al., (2017) menciona que “La dilatación de la pupila humana puede ser utilizada como una medida de la carga psicológica porque está relacionada con la cantidad de control cognitivo, atención y procesamiento cognitivo requerido para una tarea dada”. Esta relación entre la CMT y el aumento

de la dilatación de la pupila también es mencionada por otros investigadores (Marinescu, et al., 2018; Mandrick, et al., 2016).

- **Presión intraocular (IOP)**, es una medida que implica la magnitud de la fuerza ejercida por el humor acuoso en la superficie interna del ojo anterior. Los valores de presión intraocular más altos están relacionados con altos niveles de carga de trabajo (Jiménez, et al., 2018; Vera, et al., 2017).
- **Electromiografía (EMG)**, es un procedimiento de diagnóstico que evalúa el estado de salud de los músculos y las células nerviosas que los controlan. Fallahi, et al., (2016) encontraron un incremento en la amplitud de EMG en relación con la CMT.
- **Electroencefalografía (EEG)**, mide las fluctuaciones de voltaje resultantes de la corriente iónica dentro de las neuronas del cerebro. Charles & Nixon (2019) señalan que la actividad cerebral, puede establecer una indicación prometedora de la CMT, sin embargo, la medición y el análisis de los datos sigue siendo complejo. Por otra parte, Correa (2018) menciona que la EEG en actividades relacionadas con la vigilancia o supervisión de procesos puede proporcionar información a tiempo real de estados neurales relacionados con la eminente ocurrencia de lapsos de atención. Las ondas que forman el EEG pueden clasificarse según su frecuencia: en ritmos delta (δ), theta (θ), alfa (α), beta (β), y gamma (γ) (Ramadan et al., 2017).
 - Gamma: Entre 32 y 100 Hz. Se piensa que reflejan mecanismos de conciencia. Este tipo de ondas, junto a la beta, han sido asociadas con procesos de atención, percepción y cognición.
 - Beta: Entre 12 y 30 Hz y una amplitud entre 2 y 20 μ V. Aparece en los lóbulos parietal y frontal de la cabeza. Estas ondas son pequeñas y rápidas y están asociadas a estados de concentración.
 - Alfa: Entre 8 y 12 Hz y una amplitud entre 20 y 60 μ V. Se presentan principalmente en el lóbulo occipital, aunque se encuentran en ambos hemisferios, tienen una mayor amplitud en el lado dominante. Son lentas y están asociadas a estados de relajación.

- Theta: Entre 4 y 7 Hz y una amplitud entre 20 y 100 μV . Lóbulo temporal. Asociadas a estados en ensoñación. Las ondas más bajas de theta representan la frontera entre el estar despierto y estar dormido.
- Delta: Entre frecuencia de oscilación entre 0.5 y 3.5 Hz y su amplitud varía entre 20 y 200 μV . Son las ondas más lentas y se dan durante el sueño. Su presencia en personas despiertas está asociada en defectos en el cerebro. (Correa Á., 2018)

La medición de la actividad cerebral con técnicas de alta resolución como la electroencefalografía (EEG) es importante en el contexto de la vigilancia porque puede proporcionar información a tiempo real de estados neurales relacionados con la eminente ocurrencia de un lapso de la atención. Un resultado clásico muestra que la actividad oscilatoria del cerebro refleja variaciones en excitación, de modo que la señal del EEG representa uno de los marcadores fundamentales de las fluctuaciones en vigilancia y mediante el uso de una tarea n-back, que permite manipular la carga de memoria de trabajo, se han observado cambios en el EEG relacionados con una mayor potencia de frecuencias beta, mayor potencia de ritmos theta en electrodos frontales, y supresión de ondas alfa (Correa, 2018).

Con respecto a las investigaciones, recientes y de impacto en la CMT Choi, et al. (2018) desarrollaron un modelo para la medición de CMT mediante la medición de EEG en el cual mediante la revisión de investigaciones realizadas con este medio de medición y las varias frecuencias cerebrales anteriormente mencionadas se definió el índice de carga mental de trabajo (EWI) como sigue:

$$EWI = \frac{\text{Frecuencia beta relativa } (\beta) + \text{Frecuencia gamma relativa } (\gamma)}{\text{Frecuencia theta relativa } (\theta) + \text{Frecuencia alpha relativa } (\alpha)}$$

- **La espectroscopia de reflectancia de infrarrojo cercano (NIRS)**, es una técnica no invasiva que utiliza la transmisión y absorción de la luz para medir la

hemoglobina y la oxigenación mitocondrial. La reducción de la saturación de oxígeno en la sangre cerebral en la corteza prefrontal izquierda (PFC) se asocia con la fatiga (Liu, et al., 2016).

- **La espectroscopia funcional de infrarrojo cercano (fNIRS)**, es el uso de espectroscopia de infrarrojo cercano con el objetivo de obtener la neuroimagen funcional. La actividad cerebral se evalúa a través de reacciones hemodinámicas asociadas con el comportamiento neuronal. Banville, et al., (2019) señala que varias características de fNIRS se correlacionan significativamente con las dimensiones de demanda temporal y rendimiento de la metodología subjetiva para medir carga mental Nasa-TLX.

Por otra parte, Mehta & Parasuraman (2013) mencionan que la fNIRS puede proporcionar un índice sensible de carga de trabajo cognitiva en un grupo entrenado de trabajadores que realiza una tarea realista altamente representativa de un entorno de trabajo, encontrando también la activación de la corteza prefrontal con la adquisición de habilidades tanto en tareas básicas de memoria de trabajo como en tareas más complejas realizadas por pilotos

Con la técnica de espectroscopía por infrarrojos (fNIRS), se ha registrado en electrodos frontales un mayor metabolismo cerebral conforme la CMT incrementa, tanto en una tarea n-back como en una tarea de simulación de control de tráfico aéreo (Ayaz et al., 2018).

- **Profundidad de respiración (RD)**, considerada como el volumen de la respiración. El volumen de respiración disminuye a medida que aumenta la CMT (Charles, et al., 2019).
- **Tasa de respiración (RR)**, definida como la cantidad de acciones indicativas de aspiración y expiración por unidad de tiempo. La frecuencia respiratoria normal para adultos NAsanos es entre 12 y 20 respiraciones por minuto, la RR aumenta a medida que aumenta la CMT, pero también depende de la actividad física (Charles & Nixon, 2019).

- **Tasa Sacádica (SR)**, los comandos cerebrales enviados a los músculos oculares dan como resultado que los ojos realicen una rápida rotación escalonada tras la cual los ojos permanecen estacionarios en su nueva posición, estos movimientos escalonados se conocen como movimientos oculares sacádicos que aumentan con la CMT (Cai, et al., 2016).
- **Presión arterial sistólica (SBP)**, es la cantidad de presión en las arterias durante la contracción del músculo cardíaco. La SBP aumenta con la dificultad de una tarea (Fairclough & Ewing, 2017).
- **Presión arterial diastólica (DBP)**, es la presión en las arterias cuando el corazón descansa entre latidos. La DBP aumenta en relación con el incremento de la carga de trabajo (Klonowicz, 1995)
- **Termografía facial**, técnica que detecta patrones de calor creados por la ramificación de los vasos sanguíneos y emitidos desde la piel. Marinescu, et al., (2016) mencionan que la termografía facial es una buena metodología para la medición no intrusiva de la CMT, ya que las variaciones de temperatura en algunas áreas de la cara parecen relacionarse bien con los cambios en la CMT.
- **Actividad electro dérmica (EDA)**, es el fenómeno que consiste en que la piel se convierte momentáneamente en un mejor conductor de electricidad cuando se producen estímulos externos o internos que son fisiológicamente excitantes. La desventaja es que requieren el control de varios factores, como la temperatura, la humedad, la hora del día, el estado emocional y las irregularidades en la respiración (Yan, et al. 2017, Charles & Nixon, 2019)

Por otra parte, los modelos de clasificación subjetiva analizan la percepción del trabajador con relación a la complejidad de la tarea y normalmente se realizan una vez ejecutada la asignación. Las ventajas de este tipo de técnicas son su facilidad de uso, el corto tiempo en el que se aplican y su bajo costo. Por el contrario, sus desventajas se encuentran cuando la tasa de la CMT se correlaciona con el desempeño de los trabajadores, ya que los resultados pueden verse afectados por las individualidades de los encuestados,

así como por la parcialidad, los conjuntos de respuestas, los errores y las actitudes de protesta (Yan, et al., 2017).

Vinculado a técnicas subjetivas para medir CMT, catorce métodos se pueden mencionar:

- **NASA-Task Load Index (NASA_TLX)**, Técnica de evaluación subjetiva diseñada por Hart & Staveland (1988), dividida en seis subescalas: demanda mental, demanda física, demanda temporal, rendimiento, esfuerzo y frustración. En la primera parte de esta prueba, cada subescala debe ser clasificada dentro de un rango de 100 puntos con pasos de 5 puntos. Estas clasificaciones se fusionan para adquirir el índice de carga de tareas, la otra parte de la prueba propone generar una ponderación individual de estas subescalas al permitir que los sujetos los equiparen por pares en función de su importancia percibida. Actualmente una de las metodologías subjetivas más utilizadas para evaluar CMT (Bommer & Fendley, 2018; Cowan, et al., 2018; Galy, et al., 2018; Marinescu A. C., et al., 2018; Orlandi & Brooks, 2018).
- **Perfil de carga de trabajo (WP)**, herramienta multidimensional de evaluación de CMT, elaborada por Tsang & Velázquez (1996) utilizada para determinar las clasificaciones de demanda impuestas por una tarea en las ocho dimensiones siguientes: procesamiento perceptivo, selección y ejecución de respuestas, procesamiento espacial, procesamiento verbal, procesamiento visual, procesamiento auditivo, salida manual y salida de voz.
- **Calificación subjetiva del esfuerzo mental (SRME)**, desarrollada por Paas (1992), como una escala de calificación unidimensional de 9 puntos, que pide a los participantes que califiquen cuánto esfuerzo mental invirtieron en una tarea, que va desde (1) esfuerzo mental muy, muy bajo a (9) esfuerzo mental muy, muy alto.
- **Cooper Harper Modificada**, la escala Cooper Harper (Cooper & Harper, 1969) es una escala de clasificación de árbol de decisión que se desarrolló originalmente como una herramienta de medición de manejo de aeronaves. La escala Cooper Harper modificada es una medida unidimensional que utiliza un árbol de decisión

para impulsar la CMT del operador basándose en la suposición de que existe una relación directa entre el nivel de dificultad para controlar las aeronaves y la carga mental del piloto (Wierwille & Casali, 1983)

- **Cuestionario Psicosocial estandarizado de Copenhague II (COPSOQ II)**, desarrollado por Pejtersen et al., (2010) debido a que la primera versión del Cuestionario Psicosocial de Copenhague (COPSOQ I) no abordó aspectos importantes relacionados con el trabajo, el COPSOQ II resuelve estas limitaciones y también incorpora aspectos derivados del cuestionario anterior
- **Cuestionario de Estado de Estrés Dundee (DSSQ)**, desarrollado en 1999 como un cuestionario basado en un modelo que diferencia once factores de estado primarios, que se centran en tres dimensiones de mayor orden de compromiso de tareas, angustia y preocupación (Matthews, et al., 1999)
- **Cuestionario de Estrés De Estado Corto (SSSQ)**, una medida de autoinforme de estrés basada en el DSSQ y desarrollada por Helton (2004).
- **Escala de carga de trabajo integrada (IWS)**, instrumento para la evaluación de la carga de trabajo subjetiva en tiempo real, inicialmente diseñado para su uso con controladores de tráfico de trenes (Pickup et al., 2005), tiene nueve puntos que describen el grado de CMT y capturan la multidimensionalidad de la carga de trabajo mediante la integración de elementos que revelan tiempo, demanda y esfuerzo.
- **Inventario de Estado-Rasgo de Ansiedad (STAI)**, una evaluación desarrollada por Spielberger et al., (1970) y una edición en español al año siguiente (Spielberger, et al., 1971) utilizada para medir el estado y el rasgo de la ansiedad, con cuarenta elementos, veinte para evaluar los rasgos de la ansiedad y veinte para el estado de ansiedad, todos clasificados en una escala de 4 puntos.
- **Autoevaluación instantánea de la técnica de carga de trabajo (ISA)**, una escala unidimensional desarrollada por la Autoridad de Aviación Civil del Reino Unido para proporcionar calificaciones subjetivas de la carga de trabajo durante las tareas de control del tráfico aéreo utiliza cinco clasificaciones diferentes para la carga de

trabajo percibida: excesiva, alta, cómoda, relajada e infrautilizada; la validez y fiabilidad del método fueron publicadas por Castle y Leggatt (2002). (Spielberg, Gorsuch, & Lushene, 1970)

- **Técnica de Evaluación Subjetiva de La Carga de Trabajo (SWAT)**, desarrollada por Reid y Nygren (1988), basada en la idea de que la CMT está planeada para ser un concepto multidimensional que puede explicarse en gran medida por tres factores: Carga de Tiempo, Carga de Esfuerzo Mental y Carga de Estrés Psicológico.
- **Técnica simplificada de evaluación de la carga de trabajo subjetiva (S-SWAT)**, hay dos problemas principales encontrados en la metodología SWAT, el primero está relacionado con su falta de sensibilidad para la medición de la CM baja (Nygren, 1991) y el segundo con la clasificación de tarjetas que consume mucho tiempo (Luximon & Goonetilleke, 2001). La subescala SWAT discreta y las otras cuatro utilizaron la subescala SWAT continua, lo que dio como resultado la técnica S-SWAT más sensible que la escala SWAT original. (Luximon & Goonetilleke, 2001)
- **Escala subjetiva de opinión, verbal en línea (VOSO)**, la escala VOSO es una clasificación unidimensional, donde los sujetos proveen un estimado verbal de la CMT en una escala de 0 a 10, esta escala es muy sensible para periodos cortos de CMT (Miller, 2001).
- **Entrevista, cuestionario, evaluación**, algunos investigadores diseñan su propio instrumento de evaluación para su investigación (Rubio-Valdehita, 2017).

En relación con las técnicas analíticas para medición de CMT, son aquellas que se realizan a través de modelado matemático y simulación computacional. Como ventaja, los equipos de cómputo en la actualidad son muy comunes y potentes, lo cual facilita el trabajo de modelado y simulación matemática de manera significativa; como desventaja encontramos que son difíciles de entender y aplicar. Como modelos validados se puede hablar de:

- **Mejora de la Herramienta de Integración de Investigación de Desempeño (IMPRINT)**, es una herramienta de modelado de desempeño humano que utiliza simulación de eventos discretos para predecir la CMT, esta herramienta fue desarrollada por la Dirección de Investigación Humana e Ingeniería (HRED) del Centro de Datos y Análisis del Laboratorio de Investigación del Ejército de los Estados Unidos (AR-CCDC). Fue desarrollado utilizando el marco de referencia .NET, que opera bajo el sistema operativo Microsoft Windows para evaluar la asignación de funciones del sistema humano, su rendimiento y la CMT (Allender, 2000).
- **Modelo de sueño, actividad, fatiga y eficacia de la tarea (SAFTE)**, es un modelo bioma temático de fatiga, desarrollado por el Laboratorio de Investigación del Ejército de los Estados Unidos, que analiza una serie de factores de sueño relevantes. Entre ellos son las interrupciones agudas del sueño, la deuda acumulada del sueño y la consistencia de los tiempos de inicio y vigilia del sueño, y las interrupciones circadianas que influyen en un cambio en la función cognitiva con el fin de predecir con precisión la fatiga. Una vez que se proporciona esta información, el modelo de fatiga SAFTE puede predecir con precisión los cambios en la eficacia cognitiva a lo largo de las horas de trabajo. (United State Army Research Lab., 2019)
- **Control Adaptativo del Pensamiento – Racional (ACT-R)**, es un sistema cognitivo basado en la arquitectura que fue diseñado sobre la suposición de una teoría unificada de la mente. Las simulaciones con ACT-R permiten predecir medidas típicas en experimentos psicológicos como latencia, precisión y datos neurológicos que ayudan a entender la cognición humana. Desarrollado por John Robert Anderson y Christian Lebiere en la Universidad Carnegie Mellon (Anderson & Matessa, 1998).

Wierwille y Eggemeir (1993) en su Artículo “Recommendations for mental workload measurement in a Test and Evaluation Environment”, indican que las características con las que debe de cumplir toda técnica de evaluación de CMT son:

- **Sensibilidad**, que es el grado en que una técnica de carga de trabajo determinada puede distinguir las diferencias en los niveles de carga impuestos a un operador.
- **Intrusión**, una característica indeseable en la que la introducción de la técnica de medición de CMT provoca un cambio en el rendimiento de los trabajadores.
- **Diagnóstico**, definida como la capacidad de discernir la causa o el tipo de CMT o la capacidad de atribuirlo a un aspecto de la tarea.
- **Sensibilidad Global**, el potencial de reflejar discrepancias en diferentes tipos de factores que influyen en la CMT.
- **Transferibilidad** identificada como la capacidad de una técnica para ser utilizada en diversas aplicaciones.
- **Requisitos de implementación**, incluyen cualquier instrumentación que sea necesaria para presentar y analizar información o registrar datos, aspectos como el tiempo, los procedimientos de recopilación de datos o la capacitación del sujeto.

3.1.2.3 Búsqueda de estudios relacionados con la medición de la carga mental.

Como se mencionó con anterioridad el objetivo específico en la revisión de la literatura con respecto a medición de carga mental fue responder a la pregunta: ¿Cuáles son las variables por considerar al medir la CMT, y como se miden estas variables? Dividiendo las metodologías en subjetivas, fisiológicas y analíticas.

Se seleccionaron las bases bibliográficas electrónicas: Science Direct, Google Scholar, Taylor & Francis y SAGE Journals. De la misma manera, revistas fueron seleccionadas tales como: Ergonomics, International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE), Human Factors, The Ergonomics Open Journal, Procedia Manufacturing, Consciousness and Cognition, The American Journal of Engineering Research (AJER) y Medicina y Seguridad del Trabajo, debido a que se considera que estas son las revistas más relacionadas con el tema a tratar.

Se revisaron artículos de investigación, reseñas de literatura y tesis escritas en español e inglés de 2015 a 2019. La revisión se llevó a cabo con los términos clave

“Ergonomía y Producción Sustentable”, se analizaron 6 artículos, todos ellos destacan el impacto relevante de la ergonomía para un desarrollo sostenible. Relacionado con el tema de la carga de trabajo mental, se encontraron 610 artículos en inglés, 93 han sido seleccionados; 90 fueron encontrados en español, de los cuales se seleccionaron 4 artículos y 3 Tesis/Disertaciones. En cuanto a los métodos utilizados para la evaluación de la CMT, las técnicas fisiológicas fueron reconocidas como las más utilizadas.

Las bases de datos Science Direct, Taylor & Francis y SAGE Journals fueron seleccionadas para buscar los resultados en inglés, debido a que estas presentan un mayor número de revistas indexadas, que se enfocan principalmente en el área de ingeniería (Ergonomía/Neuroergonomía/Factores Humanos) y Manufactura.

Una vez que las bases de datos fueron determinadas y basándose en las características avanzadas de búsqueda de cada una de ellas, una serie de palabras fueron escogidas para ser la base en la cual las búsquedas serán realizadas.

En Science Direct el término “Carga Mental de Trabajo” en inglés (Mental Workload) se buscó, encontrando un total de 2808 resultados desde 1995, excluyendo los datos que no tuvieran que ver con artículos, capítulos de libro y de fecha anterior al 2015 se disminuyó el resultado a 925.

Posteriormente se seleccionaron las publicaciones que se consideraron significativas a la investigación quedando: Applied Ergonomics, Procedia Manufacturing, International Journal of Industrial Ergonomics, Accident Analysis & Prevention, Safety Science, International Journal of Human-Computer Studies, Neuroergonomics y Computer in Human Behavior quedando excluidas solamente la IFAC- PapersOnLine y la Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour, logrando de esta manera disminuir el número de artículos a 308.

Se prosiguió con la lectura de los trescientos ocho títulos y sus resúmenes correspondientes, excluyendo aquellos que por su naturaleza no se considerarán enfocados a la pregunta relacionada con la formulación del problema, quedando finalmente 56 artículos para su inclusión en la revisión sistemática.

Por lo que respecta a la base de datos Taylor & Francis Online inicialmente se obtuvieron 15,863 resultados con el término carga mental, al excluir publicaciones anteriores al 2015 el número cambio a 4,350. Posteriormente se seleccionaron las revistas Ergonomía (Ergonomics) y la Revista Internacional de Seguridad Ocupacional y Ergonomía, restando así 247 publicaciones, de las cuales se realizó una lectura de los títulos y sus respectivos resúmenes para finalizar con 27 artículos significativos a la investigación.

En la base de datos SAGE journals se realizó una búsqueda avanzada que incluyo la búsqueda de carga mental en todas las revistas obteniendo un resultado de 11893, redefiniendo la búsqueda a solo el contenido al que teníamos acceso completo y publicado en el periodo de 2015 a 2019, se disminuyó a 3456, excluyendo las palabras “vehículo” y “cirugía”, y en la revista “Factores Humanos- La Revista de la Sociedad de Factores Humanos y Ergonomía”. La relación en la que estas palabras y operadores lógicos fueron usados se presenta en la Figura 3.3, obteniendo un resultado de 55 artículos, el contenido de los mismo fue analizado de una manera más exhaustiva con enfoque a los objetivos de la investigación, como resultado quedaron 10 artículos.

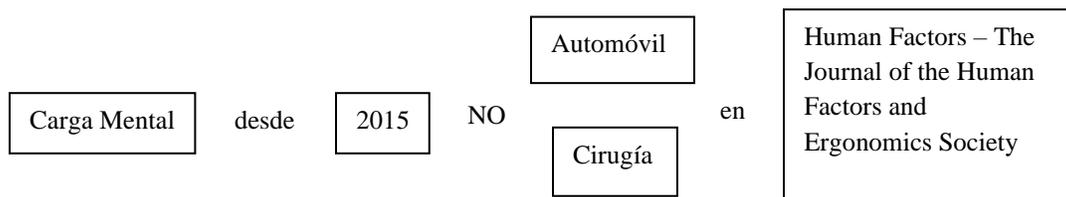


Figura 3.3 Relación entre palabras clave y los operadores lógicos en la base de datos SAGE.

Finalmente, para la realización de la revisión sistemática relacionada con la medición de la carga mental se tienen un total de 93 artículos en idioma inglés.

En Google Scholar buscando el término carga mental en español se encontraron 2850 resultados, especificando que se realice la búsqueda solo en título del artículo y del 2015 a la fecha se disminuye el número a 90, realizando el análisis más a fondo de estos

últimos finalmente nos quedamos con tres tesis y cuatro artículos que se consideran significativos a la investigación.

3.1.2.4 Búsqueda de estudios relacionados con pausas laborales.

En el caso de las pausas laborales (Rest Breaks) se decidió realizar la búsqueda de manera más general en Google scholar con acceso institucional a varias bases de datos incluyendo Taylor & Francis Online, SAGE journals, Wiley, Science Direct, por mencionar algunas y revistas tales como “Human Factors” de la Sociedad de Factores Humanos y Ergonomía, “Stress and Health”, “The Ergonomics Open Journal”, “Consciousness and Cognition”, “Cognition”, “Journal of Environmental Psychology”, “NeuroImage”, “Procedia Manufacturing”, “Ann Allied Health Sci.”, “American Journal of Engineering Research”, “Applied Cognitive Psychology” y el “German Journal of Human Resource Management”, siendo los más importantes, obteniendo 4180 resultados; excluyendo los relacionados con las pausas para la comida nos quedan 312 documentos desde 1964 de los cuales doscientos veintiocho se encuentran en inglés y ochenta y cuatro en español, se procede a realizar una lectura más a fondo de los artículos relacionados con pausas laborales, desechando los relacionados con pausas laborales de enfermeras, ya que se considera un tipo muy específico y particular de ambiente laboral, se realizó un análisis incluyendo además de la información general de los artículos (Autores, año de publicación y Nombre del artículo) el tipo de pausa, la duración de la misma y los resultados específicos del producto, quedando un total de 139 artículos y 28 tesis enfocados a las pausas laborales de los cuales 129 se encuentran en inglés, ochenta y uno nos hablan de las pausas pasivas y cincuenta y uno de pausas activas, veintisiete nos hablan de ambos y un artículo se enfoca a la pausa cognitiva, dieciséis artículos nos presentan modelos para la aplicación de pausas.

3.1.2.5 Curva de aprendizaje.

Bajo el precepto de que el realizar una operación de forma repetitiva durante un periodo de tiempo determinado lleva a cualquier trabajador a realizar la operación más

rápidamente y con mayor precisión nace la curva de aprendizaje o como también se le conoce “curva de experiencia” (Aguilar, et al., 2017; Carro & González, 2012)

Se considera existen tres tipos de curva de aprendizaje (Cardona-Arbeláez, et al., 2019):

- Curva de aprendizaje individual: Se considera como una transferencia de aprendizaje anterior que se transfiere al aprendizaje actual, que implica mayor desempeño debido al nuevo aprendizaje adquirido.
- Curva de aprendizaje grupal: Según lo mencionado por Cardona-Arbeláez, et al., 2019 “En el estudio de curvas de aprendizaje grupal, Glock y Jaber (2014), proponen un modelo matemático para describir el aprendizaje en grupo en los procesos con y sin rotación de empleados. Los autores concluyen que el aprendizaje grupal es más que una agregación de los procesos de aprendizaje individual. Ellos demuestran que la inserción de un componente relacionado con la transferencia de conocimiento entre los individuos, conduce a un mejor ajuste de la curva de aprendizaje grupal cuando se emplean datos experimentales. Los estudios mencionados anteriormente, evidencian la presencia de aprendizaje individual dentro de un grupo y el aprendizaje en conjunto de un grupo, que se puede estimar a través de la aplicación de modelos de curvas de aprendizaje grupal”.
- Curva de aprendizaje organizacional: Estas son las que se determinan en función de la producción acumulada, permitiendo modelar la tendencia de los costos en relación con el número de unidades producidas

Diversas investigaciones presentan la utilidad de la curva de aprendizaje en diferentes actividades laborales, Abdelkhalek, et al (2020) muestre el uso de esta en trabajadores de la construcción en busca de la optimización del tiempo y costo durante la edificación de rascacielos.

En la investigación de Chi, et al. 2019 se menciona que existe una relación muy estrecha ente la carga mental de trabajo subjetiva y los modelos de curva de aprendizaje

como herramientas para por un lado determinar la duración óptima de entrenamiento de los trabajadores, así como para poder predecir el desempeño futuro en una tarea por parte de un trabajador, Carro y González (2012) agregan a las utilidades anteriores las referentes a fijar objetivos de productividad y precios así como para desarrollar estrategias competitivas.

Por otro lado a partir de la década de los ochenta la curva de aprendizaje se utiliza mucho en el proceso de enseñanza aprendizaje que se da para los médicos y especialistas en diferentes ramos de la medicina como pueden ser cirugías, tratamientos y tareas, en este caso la curva de aprendizaje se define como el número de cirugías o tratamientos que un médico/cirujano debe de realizar para alcanzar ciertos estándares en términos de tiempo de operación, mortalidad y complicaciones (Mamunes, et al., 2021; Ruiz-Rabelo, et al., 2015), sin embargo es importante mencionar que existen muchos factores como son los procedimientos realizados, el tiempo de medición, la experiencia del equipo quirúrgico de soporte, por mencionar algunos, que afectan la curva de aprendizaje (Latiff, 2005)

También es importante mencionar que existen diversos modelos de curvas de aprendizaje, están los que presentan un comportamiento log-lineal como lo es el Modelo de Wright (1936) que infiere que al repetir una tarea significativamente, el tiempo requerido para realizarla ira disminuyendo a una velocidad constante, también está el Modelo de Crawford (1944) basado en el modelo de Wright, tomando en cuenta que es una función exponencial donde el menor tiempo de producción va en función de la cantidad de productos producidos (Cardona-Arbeláez, et al., 2019).

Por otra parte, están los modelos que basados en el de Wright (1936) presentan mejoras al mismo. En primer lugar podemos hablar del Modelo S que fue creado por Carr (1946) al considerar que el aprendizaje no es constante como lo había mencionado Wright por lo cual propone un aumento gradual del aprendizaje al inicio, seguido por un periodo de máximo rendimiento lo cual compone su modelo de curva S. En segundo termino esta el modelo DeJong que incluye un factor de incomprensibilidad (M) el cual diferencia los procesos manuales de los procesos automáticos (de máquina), por último está el Modelo Stanford-B desarrollado por Yelle (1979), el cual incluye el parámetro equivalente a la

unidad de experiencia (B) de la ecuación de Wright, como una constante de 0 a 10 representando la cantidad de productos producidos previo al inicio de la producción de la primera unidad, siendo esta la pendiente asintota de la curva de aprendizaje (Cardona-Arbeláez, et al., 2019)

En la Tabla 3.2 se presentan las ecuaciones relacionadas con los modelos de Crawford y Wright.

3.1.3 Codificación de los estudios

3.1.3.1 Codificación de los estudios enfocados a la medición de la carga mental.

Se realizó de acuerdo con el tipo de medición de la carga mental: Subjetiva, Fisiológica o Analítica. Se inició la tabla de análisis con el título del producto, tipo de producto (artículo de investigación, tesis, revisión de artículos) y la referencia en formato APA.

Estos estudios fueron codificados bajo las siguientes variables: Número de sujetos participantes en el estudio y género de estos, Medición, Dimensiones de la medición, Valor de referencia y Valores que se relacionan con la carga mental.

3.1.3.2 Codificación de los estudios enfocados a las pausas laborales

La tabla para codificación de productos relacionados con pausas laborales iniciará con los generales para identificación del producto tales como título, tipo de pausa y referencia en formato APA.

Los productos fueron codificados según el tipo de pausa (activa, pasiva, ambas o cognitiva), duración y/o característica de pausa (si aplica) y resultados.

Tabla 3.2 Ecuaciones de los modelos de Crawford y Wright (De la Riva, 2018)

Concepto	Modelo	
	Crawford (C)	Wright (W)
Pendiente de la curva (b)	$RA = 2^b; b = \frac{\ln(RA)}{\ln 2}$	$RA = 2^b; b = \frac{\ln(RA)}{\ln 2}$
Tiempo para una unidad específica (X)	$T_X = C_1 X^b$	$T_X = TT_X - TT_{X-1}$
Tiempo total acumulado (TT_x)	$TT_X = C_i \sum_{i=1}^X i^b$ $TT_X = C_i \left(\frac{(X + 0.5)^{b+1} - (0.5)^{b+1}}{b + 1} \right)$	$TT_X = XT_X$ o $TT_X = C_1 X^{b+1}$
Tiempo entre dos valores de secuencia X	$TT_{X_1, X_2} = E(TT_{X_2}) - E(TT_{X_1})$ $TT_{X_1, X_2} = C_i \left(\frac{(X_2 + 0.5)^{b+1} - (X_1 + 0.5)^{b+1}}{b + 1} \right)$	
Tiempo promedio entre dos valores de X	$TT_{X_1, X_2} = \frac{TT_{X_2} - TT_{X_1}}{X_2 - X_1 + 1}$ o $TT_{X_1, X_2} = \frac{TT_X}{X}$	$T_X = C_1 X^b$

3.1.3.3 Análisis de tipos de medición de carga mental por artículo

Se realizó un análisis más a fondo con respecto a los tipos de medición de carga mental que se utilizan en la actualidad para en determinado momento validar el tipo de medición a utilizar dentro de la metodología de la investigación.

3.1.3.4 Clasificación de los resultados de medición de la CMT.

Posterior a la codificación y clasificación de los artículos relacionados con la medición de la Carga Mental se determinó como estos capturan una variedad de diferentes mediciones y técnicas de Carga Mental. 4.41% de los estudios usan el método NASA-TLX, 15% usan solamente mediciones subjetivas y de estos, 53% usan solamente NASA-TLX. Por lo cual se puede concluir que la medición subjetiva más usadas en los últimos años es el Índice de Carga de Tarea NASA (NASA-TLX), por otra parte, cabe mencionar que el 35% de los estudios usan por lo menos una metodología subjetiva y un método fisiológico para medir la Carga Mental.

También se observó que el 80% del total de los estudios incluye por lo menos una medición fisiológica. 38% de los estudios usan solamente métodos fisiológicos para medir la CMT. Cincuenta y dos por ciento de los estudios usan un Electrocardiograma en sus sujetos de estudio obteniendo mediciones de Pulso Cardíaco (HR), Variabilidad del Pulso Cardíaco (HRV) o el Inter pulso-intervalo medio (IBI) y 33% de los estudios utilizan la electroencefalografía.

En relación con las metodologías analíticas para medir CMT, se encontraron ocho estudios, cinco de ellos usan métodos que ya han sido validados (IMPRINT, SAFTE y ACT-R), por el otro lado, los otros tres estudios proponen nuevos métodos (Fang, et al., 2015; Cai, et al., 2016 and Kostenko, et al., 2016) que tendrán que ser validados con más estudios, de forma más específica se realizó un compendio de los artículos que incluyen solo mediciones subjetivas, artículos que utilizan mediciones fisiológicas y por lo menos una subjetiva, aquellos que utilizan solo fisiológicas y solo analíticas.

Buscando los diferentes equipos que existen en la actualidad para la medición de electroencefalogramas que permitan la medición de trabajadores en piso, tal como se requiere en este proyecto, se encontraron varias opciones, entre ellas la que se consideró más conveniente fue el instrumento de código abierto para interfaz Cerebro-Computadora con nombre Open BCI, del cual se utilizará la tarjeta Cyton. Se encontraron 56 artículos, en fechas recientes que avalan el uso de este instrumento para medición de

electroencefalografía (Nagasawa, et al., 2022; Weiss, et al., 2022; Wang, et al. 2021; Shariar, et al., 2021; Redlinger & Shao, 2021; Alvarádo-Díaz, et al., 2017; Ameri, et al., 2018; Buchwald & Juklewics, 2017; Christophe, et al., 2018; Alte, 2016; Entremont, 2019; Frey, 2016; Gargiulo, et al., 2019; Giacorno, 2018; Hafeez, et al., 2018; Han, et al., 2018; Pei-Chi, et al., 2018; Jiang, et al., 2019; Juliano, et al., 2019; Knight, et al., 2018; Lakhan, et al., 2019; Martin, et al., 2018; Ramzan & Shidlovskiy, 2018; McMahon & Schukat, 2018; Memon, et al., 2018; Meneses-Claudio, et al., 2018; Meneses-Claudio, et al., 2018; Merrill, et al., 2019; Miadenovic, t al., 2018; Mistry, et al., 2018; Monori & Oniga, 2018; Notaro & Diamond, 2018; Olivas-Padilla & Chacon-Murguía, 2019; O'Sullivan, et al., 2019; Pathiranage, et al., 2018; Pelayo, et al., 2018; Raj & Jaisakthi, 2018; Raksit & Rajesh, 2017; Ramzan & Shidlovskiy, 2018; Rashid, et al., 2018; Padiri, 2018; Salgado-Burruezo, 2018; Sastry, et al., 2016; Shi, et al., 2018; Shivappa, et al., 2018; Sridhar, et al., 2018; Terracciano, et al., 2019; Davis, 2018; Valentin, et al., 2019; Vourvopoulos, et al., 2019; Wang K.-J. , et al., 2017; Wilaiprasitporn, et al., 2015; Wu, et al., 2018; Yohanandan, et al., 2018 y Zhang, et al., 2018).

3.2. Técnicas de medición seleccionadas

3.2.1 Interfaz Cerebro-Computadora (BCI)

Correa, (2018) menciona que una Interfaz cerebro-computadora (BCI) se puede definir como un sistema de comunicación que no depende de las vías usuales de creación de salidas de información de nuestro sistema nervioso, por lo cual el objetivo de dicho sistema es crear una vía de interacción entre el cerebro del usuario y el propio sistema o sea la computadora. (Pfurtscheller, et al., 2007)

Por otro lado, Pfurtscheller et al., (2007) nos define la BCI como un sistema que permite a su usuario interactuar con su entorno sin el uso de la actividad muscular. Esto implicando que un tipo específico de actividad mental y la estrategia son necesarias para modificar señales cerebrales de una manera predecible. Estas señales deben ser registrados,

analizados, clasificados y transformado en una señal de control a la salida de la BCI. Desde el punto de vista técnico, una BCI tiene que clasificar los patrones de actividad cerebral en línea y en tiempo real (Wolpaw et al., 2002).

Un sistema BCI está compuesto, por los siguientes componentes: tipo de grabación de señal, función de la señal cerebral utilizada para el control, estrategia experimental, el modo de operación y la retroalimentación, tal como se presenta en la siguiente Figura 3.4

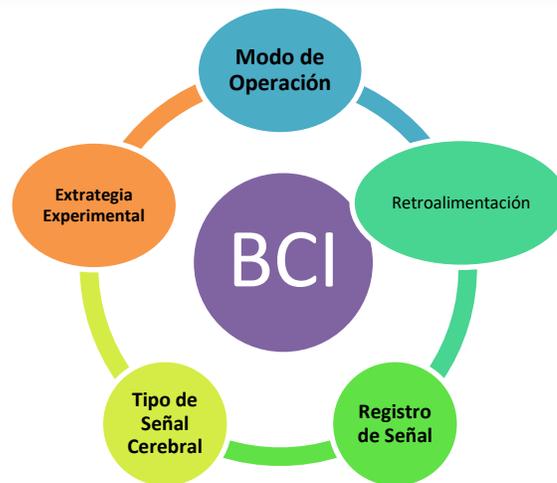


Figura 3.4 Componentes de una BCI (Creación Propia)

Según lo mencionan Wolpaw et al, (2002) el proceso de funcionamiento de la BCI consta de tres fases, adquisición, procesamiento y manipulación de la salida que se describen a continuación:

- Adquisición de la señal: En esta primera fase se registra la actividad del cerebro.
- Procesamiento: Esta fase se divide en tres partes:
 1. Preprocesamiento: Es la transformación mediante técnicas de filtrado y amplificación de la señal en bruto a un formato de manera que pueda ser manipulada posteriormente de manera digital.
 2. Extracción de características: Las señales digitalizadas pasan por uno o varios tipos de procedimientos de extracción de sus características. El producto de esta

fase es una señal que sirve de base para codificar las respuestas o movimientos de los usuarios.

3. Traducción algorítmica: Las características de la señal extraídas en el proceso anterior se traducen a través de determinados algoritmos en una orden hacia la computadora, la cual debe ser capaz de llevar a cabo la intención del usuario.
- Manipulación de la salida: Una vez obtenido el mensaje producido por el usuario esta información debe ser manipulada para su reproducción por parte de la computadora. De esta fase cabe destacar dos puntos:
 1. Aparato de salida: El dispositivo más comúnmente usado para mostrar el output de información final suele ser una pantalla, siendo la selección de un determinado objetivo representado en dicha pantalla el resultado final de todo el proceso.
 2. Protocolo de operación: Cada BCI tiene un protocolo de operación distinto. Este define cómo se activa o desactiva el sistema, si la transmisión del mensaje es desencadenada por el usuario o por el sistema, la secuencia y velocidad de la interacción entre usuario-sistema, y qué retroalimentación le llega al usuario (Wolpaw, et al., 2002)

3.2.2 Electroencefalografía

El EEG ha sido ampliamente documentado como un índice sensible de cambios en la actividad neuronal debido a variaciones en la cantidad o tipo de actividad mental en la que una persona se involucra, o a los cambios en su estado general de alerta y excitación. El EEG se registra como una diferencia de voltaje variable en el tiempo entre un electrodo activo unido al cuero cabelludo y un electrodo de referencia colocado en otra parte del cuero cabelludo o del cuerpo. En el cerebro sano, la amplitud pico a pico de esta señal registrada en el cuero cabelludo es generalmente muy por debajo de 100 microvolts, y la mayor parte del poder de la señal proviene de oscilaciones rítmicas por debajo de una frecuencia de unos 30 Hz. En muchas situaciones, el EEG se registra simultáneamente a partir de múltiples electrodos en diferentes posiciones en el cuero cabelludo, a menudo

colocados sobre los lóbulos frontal, parietal, occipital y temporal del cerebro de acuerdo con un esquema de colocación convencional, Las letras señalan el área (Fp, prefrontal; F, frontal; C, central; P, parietal; T, Temporal y O, occipital), mientras que los números designan el hemisferio (pares del derecho, nones del izquierdo) y los electrodos de la línea media se señalan con una “z”; por lo que Fz se encuentra frontalmente en la línea media. (Novo-Olivas, et al., 2010) (Figura 3.5) (Parasuraman & Rizzo, 2007)

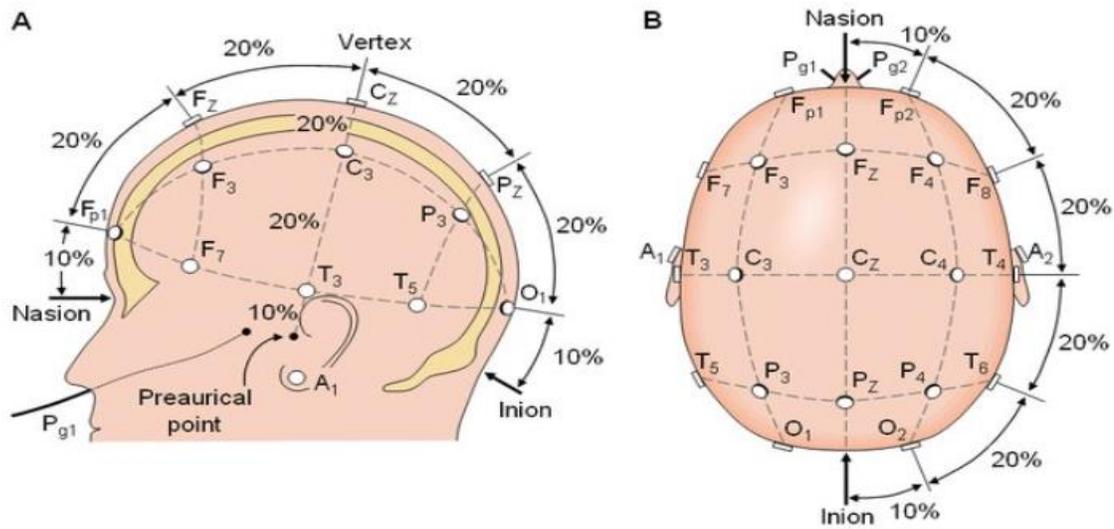


Figura 3.5 Sistema Internacional 10-20 para la colocación de los electrodos extracraneales.

El EEG tiene limitaciones significativas con respecto a su uso como método para la localización anatómica tridimensional de la actividad neuronal en el mismo sentido en que se utiliza la resonancia magnética funcional (fMRI). Sin embargo, el EEG tiene ventajas en relación con otras técnicas funcionales de neuroimagen como método para el monitoreo continuo de la función cerebral, en entornos laborales (Parasuraman & Rizzo, 2007).

Lo anterior está sustentado por la cuestión de que, por muchos años, se han realizado esfuerzos para evaluar que tanto puede ser útil el EEG como equipo de monitoreo en el contexto de las investigaciones ergonómicas. Para ser más útil en estos entornos, un

método de monitoreo debe ser lo suficientemente robusto como para ser medido de forma fiable en condiciones de tarea relativamente no estructuradas, suficiente sensible para variar consistentemente con alguna dimensión de interés, lo suficientemente discreto como para no interferir con el rendimiento del operador, y económicamente accesible para que eventualmente pueda ser usado fuera de entornos de laboratorio. Debería también tener una resolución de tiempo razonablemente buena para permitir el seguimiento de los cambios en el estado mental cuando se dan comportamientos complejos. Al parecer el EEG parece cumplir estos requisitos. Además, el tamaño de la tecnología EEG también significa que, a diferencia de otros equipos de neuroimagen (que típicamente requieren instrumentos de medición caros y la inmovilización completa del sujeto), las EEG's incluso se pueden recoger de un sujeto ambulatorio que lleva un auricular ligero y no intrusivo (Parasuraman & Rizzo, 2007).

Una capacidad de monitoreo con las características del EEG antes descritas puede proporcionar un valor único en el contexto de la investigación neuroergonómica que busca comprender mejor el impacto neurobiológico de las condiciones de las tareas que imponen una carga de trabajo mental excesiva. La necesidad de ahondar en esta área del conocimiento se evidencia por la extensa cantidad de literatura que nos hable de que las condiciones de tarea que implican carga mental alta, muy seguido llevan a errores de desempeño aun en trabajadores alertas trabajando bajo condiciones rutinarias. El alto costo personal, administrativo y social que tales errores de desempeño tienen, motiva a que se den esfuerzos para desarrollar métodos avanzados para detectar los estados de carga cognitiva alta o fatiga mental (Parasuraman & Rizzo, 2007)

Cohen (2014) menciona que existen tres razones del porque técnicas de alta resolución temporal tales como el EEG son excepcionales para estudiar procesos neurocognitivos.

1. Estos métodos capturan la dinámica cognitiva en el marco en el cual la cognición ocurre. Los procesos cognitivos, perceptuales, lingüísticos, emocionales, y motores son muy rápidos. La mayoría de los procesos cognitivos ocurren en decenas a

centenas de milisegundos. Además, los eventos cognitivos ocurren en una secuencia temporal que puede darse en cientos de milisegundos o en unos cuantos segundos. Tecnologías de alta resolución temporal son adecuadas para capturar estos eventos cognitivos temporalmente secuenciales, rápidos y dinámicos.

2. Estos equipos miden directamente la actividad neuronal y esto les da una gran ventaja. Las fluctuaciones de voltaje que son medidas por el EEG son reflexiones directas de fenómenos biofísicos al nivel de poblaciones de neuronas. Además, oscilaciones que se pueden observar en las señales de EEG son reflexiones directas de oscilaciones neurales en la corteza.
3. El que la señal de EEG sea multidimensional es la tercera razón. Aun cuando se pueda conceptualizar los datos del EEG como bidimensionales (cambios de voltaje en el tiempo y espacio, donde el espacio es medido a través de diferentes electrodos), de hecho, los datos de EEG comprenden por lo menos cuatro dimensiones: tiempo, espacio, frecuencia, y potencia (la fuerza de la actividad específica de frecuencia-banda) y fase (el tiempo de la actividad; potencia y fase son elementos discretos de una dimensión debido a que estas proveen información independiente). Esta multidimensionalidad provee muchas posibilidades para especificar y probar hipótesis que están enraizadas en neurofisiología y en psicología. El cerebro puede ser conceptualizado como un enorme sistema biológico complejo que usa el espacio multidimensional para procesar información, representación y transferencia de información. La multidimensionalidad de los datos EEG permiten análisis que están inspirados por mecanismos fisiológicos. Esto da la oportunidad de unir los descubrimientos obtenidos a través de registros no invasivos en humanos a registros en animales, así como a modelos biofísicos de ensamblaje de actividad neuronal.

En lo que respecta a la EEG y la detección de errores es importante mencionar que para el campo de la ergonomía sería un gran avance diseñar sistemas capaces de detectar al instante un error humano y ejecutar de manera automática un protocolo para evitar que dicho error se convierta en una catástrofe, en detrimento de la seguridad física, mental,

social y cultural del trabajador. Para lo cual según se menciona en Correa, (2018) es la electroencefalografía (EEG), la técnica de registro de actividad cerebral más utilizada en el estudio de los correlatos neuronales de los errores y en el diseño de interfaces cerebro-computadora.

El EEG representa la diferencia de voltaje entre dos localizaciones distintas de la corteza cerebral a lo largo de un periodo de tiempo. Registra señales eléctricas generadas por el cerebro a lo largo de varios electrodos colocados en diferentes puntos del cuero cabelludo. Los electrodos se nombran de acuerdo con su localización (F= frontal, P=parietal, O=occipital, T= temporal, C= central) y al hemisferio que corresponden (números impares para la izquierda, pares para la derecha y Z para la línea media (Ward, 2015).

Para que la señal eléctrica pueda ser detectable, un conjunto completo de neuronas debe estar activas en sincronía para generar un campo eléctrico suficientemente potente. La señal del EEG se mide como la diferencia entre la señal del electrodo activo y el electrodo de referencia. Un tercer electrodo (electrodo de tierra) se usa para medir la diferencia de voltaje entre los otros dos electrodos.

En lo que respecta a las diferencias entre precisión, resolución, y exactitud en EEG, estas son muy sutiles pero importantes. La resolución se refiere al número de muestras de datos por unidad de tiempo (el número de puntos en la Figura 3.6), la precisión se refiere a la certeza de la medición en cada punto de tiempo (la distancia espacial entre los puntos), y la exactitud se refiere a la relación entre el momento de la señal EEG y el momento de los eventos que conducen a la señal EEG (la distancia de los puntos al centro del tablero de dardos en la Figura 3.6).

La resolución temporal del EEG es determinada por la tasa de muestro de adquisición. Es generalmente entre cientos y unos cuantos miles de muestras por segundo. La resolución temporal es lo que permite que se extraiga la información específica de frecuencia-banda. Algunos análisis no requieren una resolución temporal alta, (ej.

extracción de banda delta), mientras que otros análisis requieren una resolución temporal más alta. Para la mayoría de los análisis, las resoluciones temporales entre 250 y 1000 Hz son suficientes y apropiadas. (Cohen, 2014)

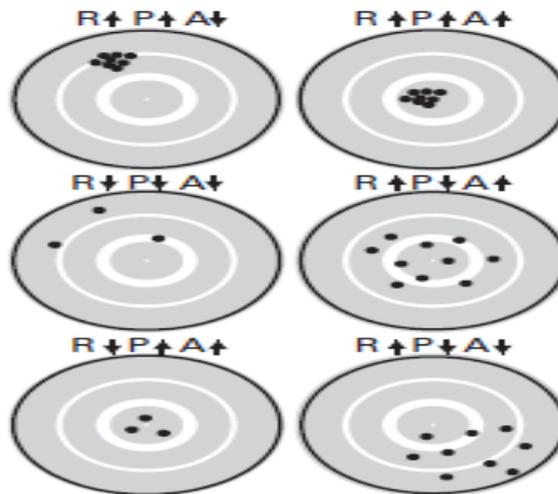


Figura 3.6 Ilustración de tableros de dardos mostrar la diferencia entre resolución (R), precisión (P), y exactitud (A).

Con lo que respecta a los cambios que se presentan en el EEG en relación con el incremento de carga mental y la detección de esfuerzo mental, en los últimos años se han dado muchas investigaciones, muchos de estos estudios que comprenden EEG y Memoria de Trabajo (WM) requieren que los sujetos realicen tareas controladas estilo *n-back* que demandan la atención sostenida a través de un conjunto de estímulos. En estas tareas, la carga impuesta en la WM varía mientras que demandas perceptuales y motoras se mantienen constantes. Para tener buen desempeño en tales tareas cuando la demanda de WM es alta, los sujetos típicamente deben de realizar un esfuerzo mental significativo y continuo.

La composición espectral del EEG muestra patrones regulares relacionados con la carga modulada durante el desempeño de la tarea *n-back*. Por ejemplo, la figura 3.7, muestra potencia espectral en el rango de 4-14 Hz en una línea media frontal (Fz) y la

localizada en la línea media parietal (pz) calculada del desempeño monitoreado por un EEG continuo de versiones que implican carga baja (0-back) y carga alta moderada (2-back) de la tarea *n-back*. Los datos representan la respuesta promedio de un grupo de 80 sujetos en un estudio de las diferencias individuales en lo que respecta a habilidad cognitiva (Gevins & Smith, 2000).

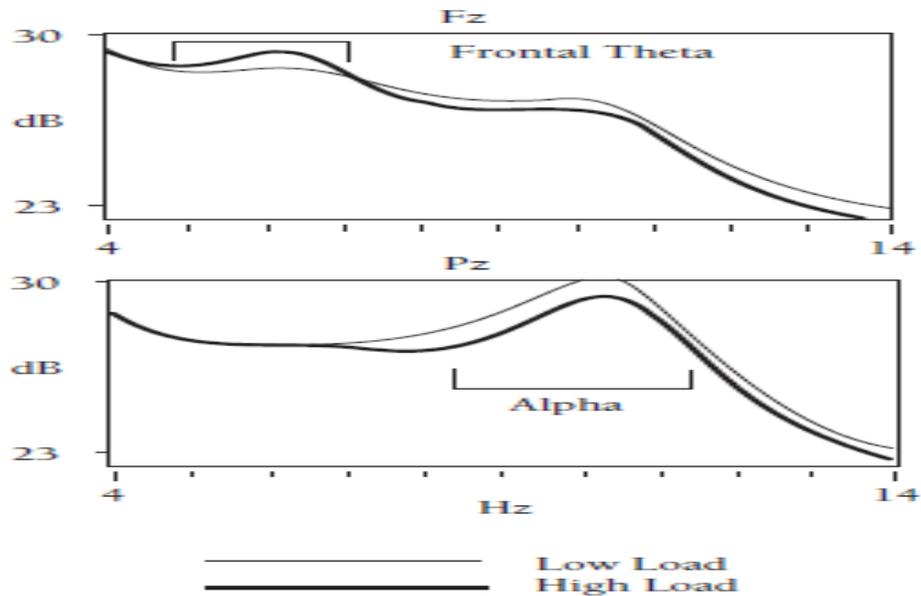


Figura 3.7 Efectos de variar la dificultad en una tarea N-Back de memoria de trabajo, en el espectro de potencia de las señales EEG. (Gevins & Smith, 2000)

En el mismo estudio Gevins & Smith (2000) mencionan que en la ubicación de Fz a 5-7 Hz incrementa en potencia durante la tarea de carga alta en relación con la tarea de carga baja. Este tipo de señal theta frontal se ha reportado frecuentemente como una señal que aumenta en tareas difíciles o demandantes de atención, particularmente aquellas que requieren una concentración de la atención significativa. Lo cual lleva a concluir que los resultados de EEG son consistentes, implicando que el desempeño de tareas que requieren un esfuerzo significativo coloca demandas altas en los circuitos frontales del cerebro, relacionados con el control de la atención.

Los resultados anteriores indican que los componentes espectrales del EEG varían de una manera predictiva en respuesta a las variaciones de las demandas cognitivas de las tareas, sin embargo, existe el problema de artefactos en el EEG, los cuales deben de ser detectados y eliminados para poder tener buenas lecturas, en algunos casos, algoritmos de detección automática pueden desempeñar esta tarea tan bien como un experto neurólogo. Lo que más se tiene que cuidar es la obtención de suficientes datos sin ruido para realizar el análisis. Un enfoque que se ha tenido en los últimos tiempos es la adaptación de métodos de filtrado para descontaminar de artefactos las señales EEG.

Parasuraman & Rizzo (2007) concluyen en su capítulo de libro que mientras que tareas como el n-back pueden ser efectiva en emular las variaciones en carga mental impuestas en tareas altamente controladas de laboratorio y en monitorear las diferencias en el esfuerzo mental requerido para desempeñar estas tareas, se tiene que realizar un esfuerzo para monitorear tareas que de manera más cercana emulen aquellas que se presentan en el ambiente laboral real, e impliquen que las características del EEG como equipo de medición, y permiten que se vea este como una herramienta importante para la investigación en neuroergonomía.

3.2.3 Variabilidad cardíaca

Por otro lado se evaluará la variabilidad cardíaca, adquirida a partir de un electrocardiograma (ECG) que se avala en lo que respecta a la carga mental por artículos tales como (Cinaz, et al., 2013; Yan et al., 2017; Young et al., 2015; Grassmann, et al., 2017; Heine, et al., 2017; Luque-Casado, et al., 2016; Mandrick et al., 2016; Marinescu, et al., 2016; Orlandi y Brooks, 2018; Shakouri, et al., 2018; Vera, et al., 2017; Li, et al., 2019; Mansikka, et al., 2016; Orsila, et al., 2015; Gore, 2018; Hidalgo-Muñoz, et al., 2018; Hsu, et al., 2016; Huang, et al., 2018).

Para el análisis de las mediciones de variabilidad cardíaca se utilizará el software KUBIOS, el cual se avala por la información encontrada en 27 artículos (Amanipour, et al., 2012; Aranda, et al., 2017; Sollers & Thayer, 2011; Baumgartner, et al., 2019; Beltrán-

Velasco, et al., 2019; Castaldo, et al., 2016; Castaldo, et al., 2015; Eccles, et al., 2012; Georgiou, et al., 2019; Giles, et al., 2016; Graham, et al., 2019; Janousek, et al., 2010; Jeyhani, et al., 2015; Kudrynski, et al., 2011; Tarvainen & Niskanen, 2012; Massaro & Pecchia, 2019; Mefford, et al., 2019; Mehler, et al., 2011; Tadi, et al., 2015; Rosli, et al., 2017; Parak & Korhonen, 2014; Rodríguez-Liñares, et al., 2014; Sindhu & Sankar, 2014; Singh & Bharti, 2015; Tarvainen, et al., 2014; Wahbeh & Oken, 2013 y Young D. W., 2014).

Para entender la variabilidad cardiaca, tenemos que adentrarnos en el tema del sistema nervioso autónomo que es el encargado en el cuerpo humano de regular determinados procesos del organismo como son la frecuencia cardiaca y respiratoria, la temperatura corporal, la digestión, el metabolismo el balance de agua y electrolitos, la producción de líquidos corporales, la defecación, la respuesta sexual y la presión arterial, este tiene dos divisiones principales: El sistema nervioso simpático y el parasimpático.

El sistema simpático prepara al organismo para situaciones de estrés, aumentando la frecuencia cardiaca principalmente, hace que el organismo libere la energía almacenada y hace más lentos los procesos corporales como la digestión que se considera no son importantes en situaciones estresantes.

En contraste, el sistema parasimpático controla los procesos corporales durante situaciones ordinarias. Se puede decir que este sistema se dedica a conservar y restaurar, retardando la frecuencia cardíaca y disminuyendo la presión arterial, además de estimular el tubo digestivo para procesar los alimentos y defecar. Utilizando para restaurar y formar tejidos la energía procedente de la transformación de los alimentos (Low, 2021).

Sobre la base de lo anterior y en relación con la carga mental se buscará un índice del sistema parasimpático (PNS) bajo (negativo) y un índice del sistema nervioso simpático (SNS) alto (positivo).

4. MATERIALES Y MÉTODOS

4.1. Materiales

4.1.1 Instrumentos de medición y análisis de carga mental.

Tal como se mencionó anteriormente este experimento comprende una medición subjetiva (NASA- TLX) y dos mediciones fisiológicas (EEG y HRV) y el análisis de los datos correspondientes a estas mediciones, para lo cual se utilizará materiales/equipos que se dividen en Hardware y software tal como se presenta en la Tabla 4.1

Tabla 4.1 Equipo por utilizar.

Equipo/Material a utilizar	
Hardware	Software
<ul style="list-style-type: none"> • OpenBCI Cyton Biosensing Board V3-32 • OpenBCI programmable dongle • Electrodos Open BCI pasivos de copa de oro. • Pasta Conductiva para EEG Ten20 • Sensor de Ritmo Cardíaco pulseensor.com • Formato comité bioética y consentimiento informado • Cronómetro • Cámara Logitech HD 1080p • Computadora Lenovo ideacentre 510A • Tablet IPAD PRO A1673 	<ul style="list-style-type: none"> • NASA-TLX • OpenBCI GUI Ver. 4.2.0 • Matlab <ul style="list-style-type: none"> ○ EEGLAB ○ ERPLAB ○ BCILAB ○ Matlab Viewer • Kubios • Minitab • Interfaz Carga Mental

Se utilizó la NASA-TLX que es una técnica de evaluación subjetiva multidimensional (Hart & Staveland, 1988), una de las más utilizadas para la evaluación de la carga mental esta técnica implica seis dimensiones de carga subjetiva: Demanda mental, Demanda física, Demanda Temporal, Esfuerzo, Desempeño y frustración.

En las mediciones fisiológicas se utilizó tanto hardware como software, por un lado, se optará por realizar un Electroencefalograma (EEG) medición avalada para detección de carga mental validada por un número significativo de artículos ya mencionados en el Marco Teórico

Como Hardware para medición de EEG, se utilizó el instrumento de código abierto para interfaz Cerebro-Computadora con nombre OpenBCI, el cual está compuesto por la tarjeta Cyton V3-32 (Figura 4.1), 10 electrodos pasivos de copa de oro y pasta conductiva Ten20 (Figura 4.2). Se encontraron numerosos artículos, ya mencionados en el marco teórico, que avalan el uso de este instrumento para medición de electroencefalografía.

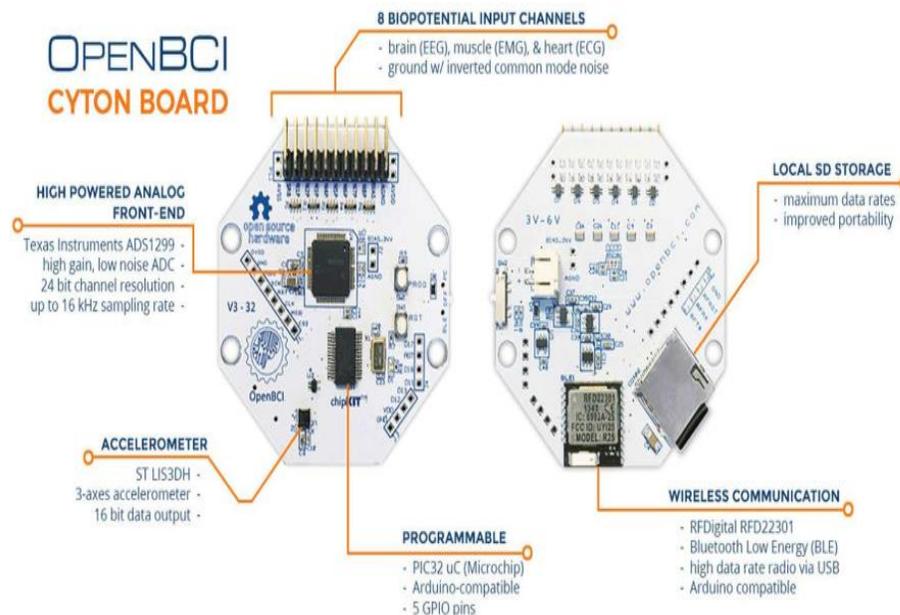


Figura 4.2 Tarjeta cerebro OpenBci Cyton



Figura 4.3 Electrodo de copa de oro y pasta conductiva

Para realizar la medición utilizando el equipo antes mencionado se hicieron varios prototipos probando la eficacia de cada uno de ellos. Como ejemplos se pueden observar las figuras 4.3 y 4.4:

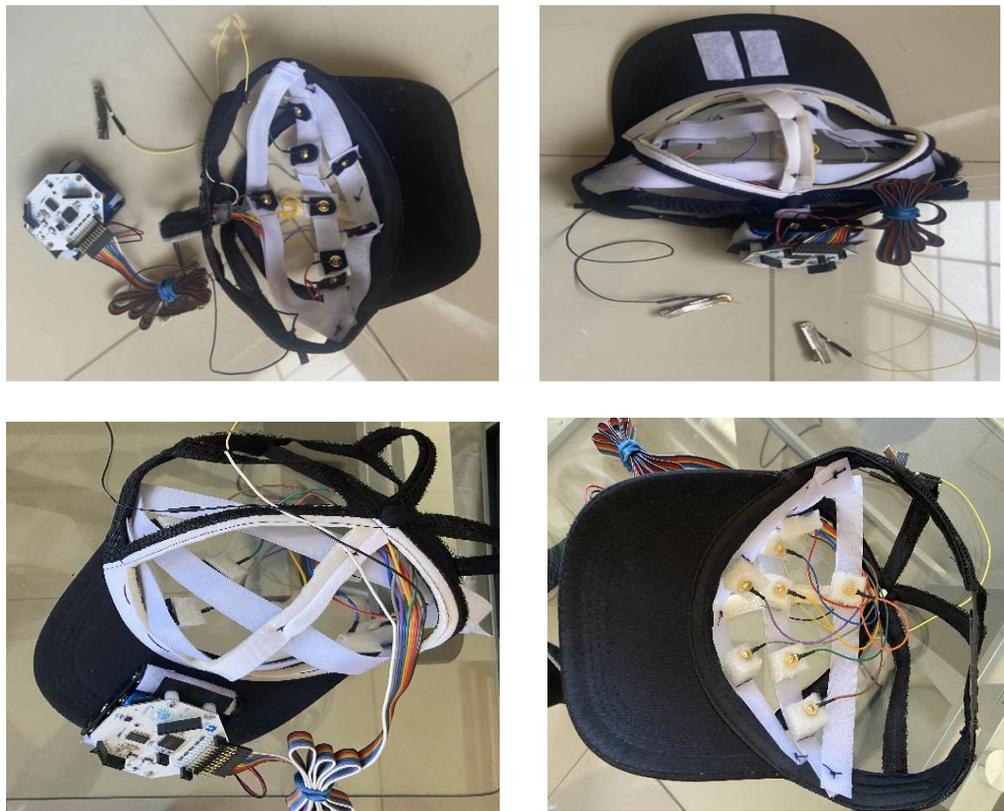


Figura 4.4 Vista superior de prototipo para medición de EEG utilizando Elementos Open BCI

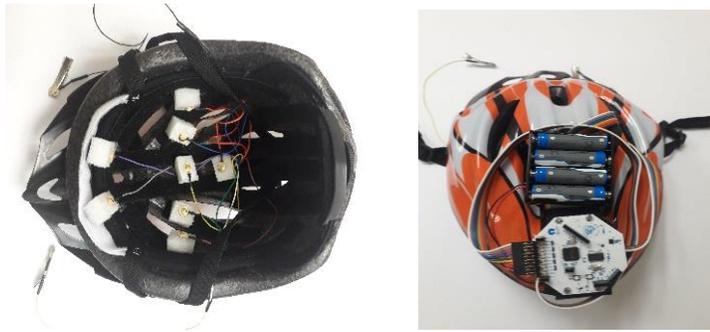


Figura 4.5 Fotografías de prototipo inicial para medición de EEG utilizando Elementos OpenBCI

Prosiguiendo con el hardware, se evaluó la variabilidad cardíaca, adquirida a partir de un monitor de ritmo cardíaco compatible con la tarjeta Arduino y más importante con la Tarjeta Cyton del OpenBCI, este sensor registra el ritmo cardíaco (HR) y la variabilidad cardíaca (HRV) que en lo que respecta a la carga mental es avalada por una variedad de artículos, mencionados en el marco teórico.

Con el que respecta al software, para el análisis estadístico se utilizó el Minitab® que es un programa de computadora diseñado para ejecutar funciones estadísticas básicas y avanzadas.

Para el análisis de los datos en tiempo real arrojados por el OpenBCI se utilizó el Matlab®, que es un software de cómputo numérico que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio y que además tiene la herramienta EEGLAB que es una interfaz gráfica diseñada sobre el lenguaje de Matlab®, cuya especialidad es el análisis de datos arrojados por el EEG, así como ERPLAB toolbox de código abierto de Matlab para el análisis de potenciales de eventos-relacionados (Event-related potential ERP) que permite la limpieza de los datos arrojados por el medidor de EEG y BCILAB que es una toolbox de Matlab especializada en investigaciones de Interfaz Cerebro-Computadora (BCI) y Matlab viewer es un software que permite la visualización de diferentes archivos en línea que se están transmitiendo en tiempo real.

Para el análisis de los datos relacionados con la variabilidad cardíaca se utilizó KUBIOS®, software líder en el mercado para el análisis de este tipo de datos, cubriendo más de 40 parámetros de análisis, y tal como se mencionó en el capítulo de marco teórico se encuentra avalado por varios artículos científicos.

4.1.3 Diseño de formato de consentimiento informado y formato de Comité de Bioética.

Con el fin de presentar al Claustro de Posgrado el protocolo de Investigación, se trabajó en un formato de comité de bioética mismo que se presenta en el Anexo 1 de este documento y estando consciente de la importancia del consentimiento informado como uno de los aspectos más importantes dentro de la investigación científica, se diseñó un formato de consentimiento con nombre “Carta de consentimiento informado para proyectos de investigación en TecNM campus Cd. Cuauhtémoc” (Anexo 2), ambos dentro de la normativa que respalda la investigación científica tales como:

- Código de Nuremberg: El cual establece que el consentimiento voluntario del sujeto humano es esencial en los proyectos de investigación científica. La persona implicada debe tener capacidad legal para dar su consentimiento libremente, sin encontrarse sometida a algún elemento de fuerza, fraude, engaño, coacción o algún otro factor coercitivo o coactivo; para lo cual debe tener suficiente conocimiento y comprensión de la investigación en sus distintos aspectos, para que pueda tomar una decisión consciente. Por lo que previo a tomar su decisión se le debe explicar la naturaleza, duración y propósito de este, el método y las formas mediante las cuales se llevará a cabo, todos los inconvenientes y riesgos que pueden presentarse, y los efectos sobre su salud o persona que puedan derivarse de su participación en el experimento. El deber y la responsabilidad de determinar la calidad del consentimiento recaen en la persona que inicia, dirige, o implica a otro en el experimento. Es un deber personal y una responsabilidad que no puede ser delegada con impunidad a otra persona. En cualquier momento durante el curso del experimento, el científico

que lo realice debe estar preparado para interrumpirlo, si tiene razones para creer -en el ejercicio de su buena fe, habilidad técnica y juicio cuidadoso- que la continuación del experimento puede provocar lesión, incapacidad o muerte al sujeto en experimentación. (Castro, 2011).

- Declaración Universal de Derechos Humano que dispone en sus artículos del 1 al 5 la supremacía del derecho a la vida, a la libertad y a la seguridad de la persona. Además, recalca la prohibición absoluta de someter a una persona a alguna forma de esclavitud, torturas, tratos crueles, inhumanos o degradantes. Por lo que, en el caso de la investigación científica, se admite su realización siempre y cuando se respete a vida del investigado, que el participante consienta libremente someterse al estudio y que no exista ningún trato discriminatorio, o ponga en peligro su salud.
- Declaración Americana de los Derechos y Deberes del Hombre en sus artículos IV y XXVIII dispone que toda persona tiene derecho a la libertad de investigación, de opinión y expresión y difusión del pensamiento, por cualquier medio, restringiendo dicha actuación a la seguridad de los individuos.

Además, el formato de consentimiento cumplirá con las variables necesarias para el proyecto en específico tales como, ser mayor de edad, no padecer ninguna enfermedad congénita que pueda interferir con el EEG, haber terminado los estudios a nivel medio superior como mínimo, no estar tomando ningún medicamento que altere su percepción cognitiva, tener una buena agudeza visual (con o sin lentes), conocimientos mínimos de computación que permite el manejo de la interfaz que se va a utilizar para generar carga mental.

4.2 METODOLOGÍA

A continuación, en la Figura 4.5 se presenta el diagrama de la metodología que se siguió en esta investigación, que consistió en tres secciones principales, Preparación del estudio, Desarrollo del experimento en laboratorio, y Diseño del modelo

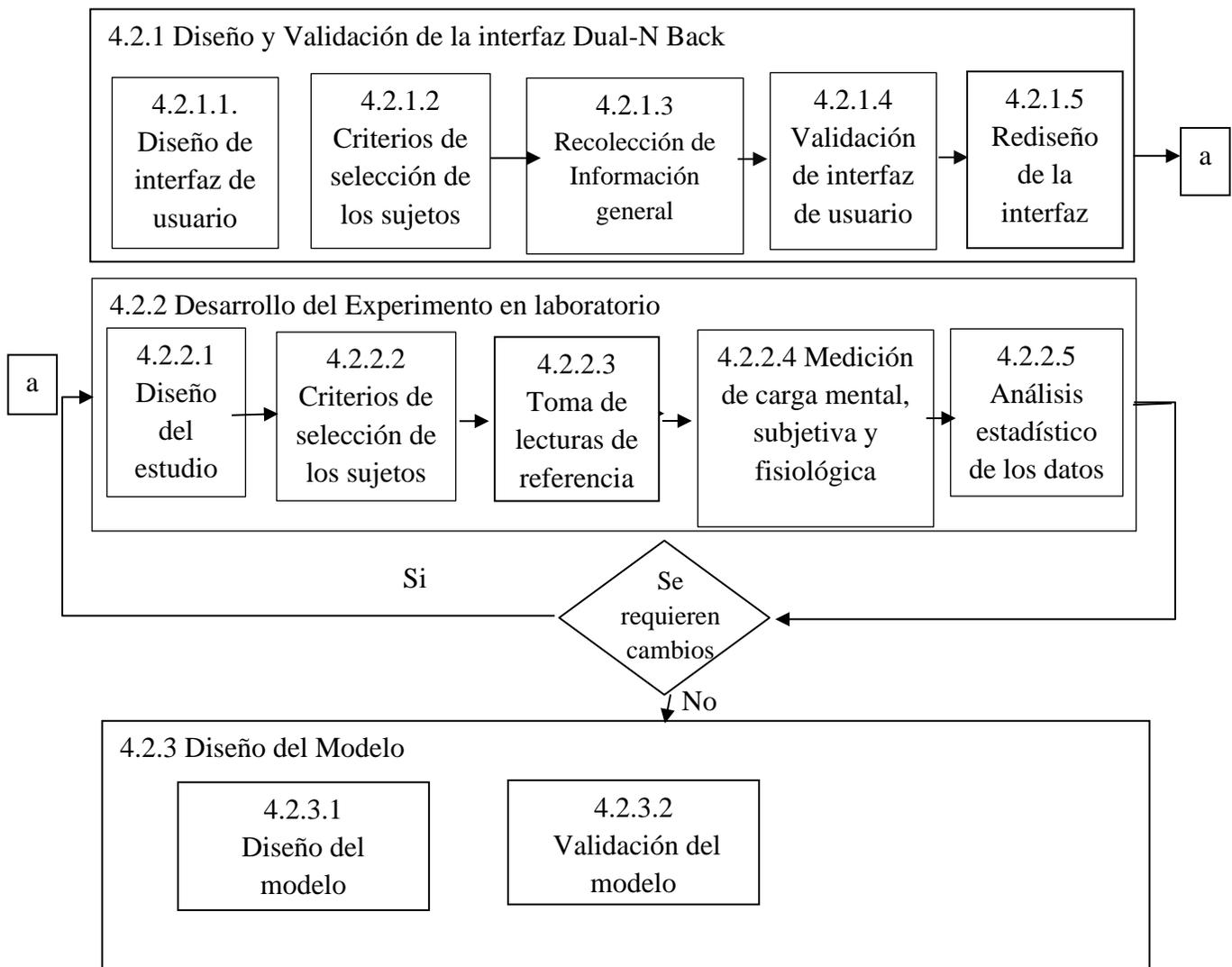


Figura 4.6 Metodología

4.2.1 Diseño y Validación de la interfaz Dual-N Back

4.2.1.1. Diseño de interfaz de usuario

Con respecto a la tarea que los sujetos estuvieron realizando se diseñó una interfaz utilizando el Matlab® que implica que el sujeto ejecute una tarea, utilizando tres variantes de la metodología Dual N-Back (Cinaz, et al., 2013) para inducir carga mental baja, mediana y alta.

4.2.1.2 Criterios de selección de los sujetos

Se reclutó a 10 estudiantes de licenciatura (4 masculinos), entre 18 y 23 años, (Media=21.3, SD=1.01).

4.2.1.3 Recolección de Información general

Se determinó la información que debía de estar contenida en las formas de consentimiento en cumplimiento con la normatividad nacional e internacional para investigaciones y según las características de la investigación propuesta.

4.2.1.4 Validación de interfaz de usuario

En esta etapa se tuvo como objetivo el validar la generación de CMT de la interfaz basada en el método N-Back (Cinaz, 2013), utilizando el método subjetivo para evaluación de carga mental NASA-TLX (Hart & Staveland, 1988) y el método de análisis jerárquico de Tareas (HTA) buscando la optimización de la interfaz.

4.2.1.5 Rediseño de la interfaz

Según los resultados obtenidos durante el proceso de validación se rediseñará la interfaz buscando mejorarla y adaptarla al proceso de investigación.

4.2.2 Desarrollo del Experimento en laboratorio

4.2.2.1 Diseño del estudio

Se generaron cuatro grupos, el grupo base (1) fue el que no tuvo pausas, el grupo dos tuvo una pausa intermedia de dos minutos después de treinta minutos de tareas, el grupo tres tuvo dos pausas de dos minutos que se tendrán después de minutos de tarea, para finalizar el grupo cuatro tuvo dos tareas con 40 minutos de duración y una pausa intermedia de cinco minutos.

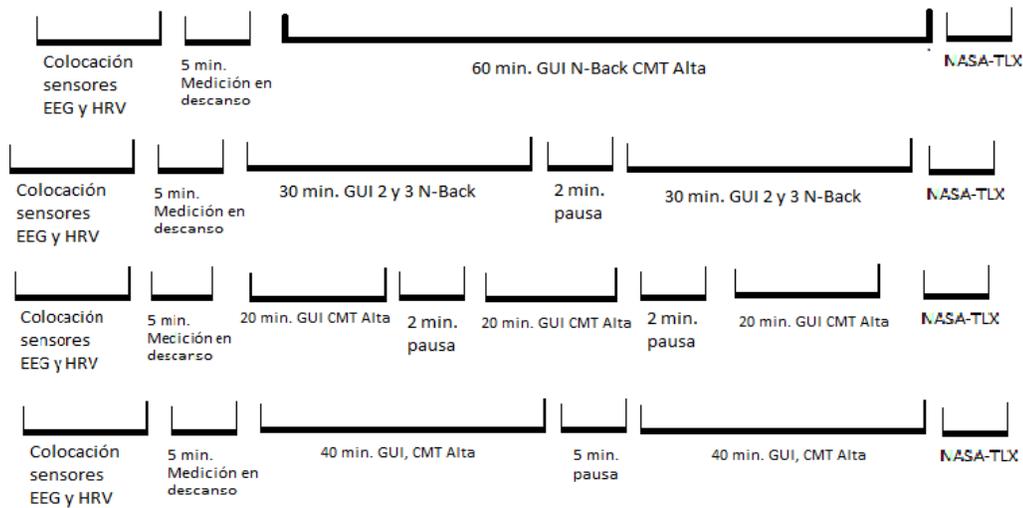


Figura 4.7 Grupos en el estudio y características de cada uno.

4.2.2.2 Criterios de selección de los sujetos

Se hizo uso de un muestreo por conveniencia de entre alumnos provenientes de programas educativos del Tecnológico Nacional de México, Campus Cd. Cuauhtémoc. Todos los participantes fueron informados acerca de los objetivos y métodos del estudio a llevarse a cabo y se le pidió su consentimiento por escrito para el uso y publicación de los datos recolectados, así como para la grabación del estudio. El total de alumnos

seleccionados fue de 45 alumnos (25 Hombres y 20 Mujeres) de las carreras de Ingeniería Industrial e Ingeniería en Mecatrónica.

4.2.2.3 Toma de lecturas de referencia

Se tomaron las lecturas fisiológicas de referencia con el sujeto en reposo antes de que empiece la prueba.

4.2.2.4 Medición de carga mental, subjetiva y fisiológica

Se realizó la medición de carga mental mediante métodos avalados ampliamente de tipo fisiológico siendo Electroencefalografía (EEG) y Variabilidad Cardíaca y en medición subjetiva se utilizó la metodología NASA-TLX.

4.2.2.5 Análisis estadístico de los datos

En todo experimento que se realice, la variabilidad que puede provenir de un factor de ruido puede afectar los resultados, en este experimento se consideró que la facilidad o no que tengan los sujetos para las matemáticas podría ser un factor de ruido, así como las condiciones ambientales que son muy variables en la temporada que se realizaron los experimentos y considerando que cualquier factor que afecte la variable de respuesta y que varíe entre sujetos, aumentará la varianza del error experimental y disminuirá la precisión de las comparaciones. Por lo tanto, al tener un factor conocido decidimos utilizar bloques divididos para eliminar su efecto en la comparación estadística de los tratamientos, buscando controlar la varianza del error experimental para tener mayor precisión, y buscando de esta manera estratificar a los sujetos en grupos que se presentan en fechas más cercanas (Mylona, et al., 2014; Montgomery, 2017).

4.2.3 Diseño del Modelo

4.2.3.1 Diseño del modelo

Se diseñó el modelo de pausas de trabajo para disminución de carga mental basándose en el análisis estadístico de los datos obtenidos en la fase experimental de laboratorio de la investigación.

4.2.3.2 Validación del modelo

Se validó el modelo diseñado, viendo cómo funciona en comparación con un modelo ya validado

5. DESARROLLO

5.1 Diseño y Validación de la interfaz Dual N-Back

5.1.1 Diseño de interfaz de usuario

El diseño de la interfaz como se mencionó anteriormente se realizó, utilizando tres variantes de la metodología Dual N-Back (Cinaz, et al., 2013) para inducir carga mental baja, mediana y alta según se describe a continuación:

Posición 1 Anterior (Carga mental baja; tarea muy fácil con estímulo visual): Un cuadro con nueve divisiones iguales en arreglo 3x3 aparece cada 4.5 segundos, en una de las nueve divisiones aparece un número entero del 0 al 9. Usando el teclado, el sujeto tuvo que indicar, si la posición del número en el cuadro actual era la misma del número presentado anteriormente (prueba 1-anterior). Este tipo de carga mental es comparable a la de una tarea de monitoreo monótona, donde el sujeto tiene que mantener la atención al mismo nivel.

Aritmética 1-Anterior (Carga mental mediana; tarea fácil con estímulo visual y auditivo combinado): Un número entero entre 0 y 9 apareció cada 4.5 segundos en la pantalla en un cuadro. Por cada número, una operación matemática (suma, resta, multiplicación, o división) fue presentada vía un mensaje de audio. El sujeto tuvo que realizar la operación matemática utilizando el número actual y el número que se presentó anteriormente (tarea 1-anterior). El resultado del cálculo tuvo que ser ingresado vía el teclado. Esta tarea reflejó carga mental media, ya que el sujeto tuvo que memorizar un número y realizar una tarea matemática en el tiempo dado.

Aritmética Doble 2-Anterior (Carga mental alta; tarea demandante con una combinación de estímulos visuales y auditivos): En este modo, las dos posiciones de los números presentadas en los cuadros anteriormente y las tareas aritméticas se combinan. El

sujeto tuvo que responder si la posición del número actual era la misma posición que la del número que se presentó dos posiciones antes (tarea 2-Anteriores). Además, el sujeto tenía que aplicar la operación matemática en el número actual y en el que apareció dos posiciones antes. El resultado del cálculo tuvo que ser ingresado en el teclado

Los diferentes elementos que se siguieron para diseñar la interfaz utilizando Matlab®, inician en la ventana de comandos de MATLAB al escribir **guide** esta orden inicia GUIDE, un entorno de desarrollo de interfaz de usuario (UI). Del cuadro de diálogo de inicio rápido se puede elegir abrir una interfaz de usuario creada anteriormente o crear una nueva utilizando una de las plantillas (Figura 5.1)

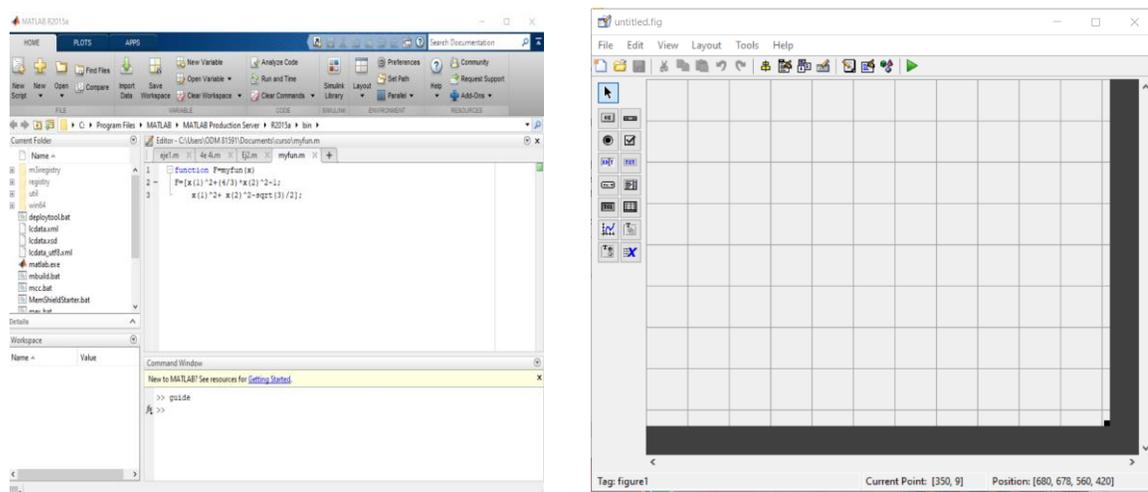


Figura 5.1 Entorno de Desarrollo GUIDE

Otros comandos que nos permiten el diseño son los **uicontrol**, y de estos a continuación mencionamos los que se utilizaron para el diseño del software a utilizado en esta investigación.

- **text**

Campo de texto estático. Utiliza texto estático para etiquetar otros controles de interfaz de usuario, proporcionar información al usuario o indica valores

en la figura 5.2 se muestra la localización del comando y sus propiedades que se generan al dar el botón izquierdo en el texto estático.

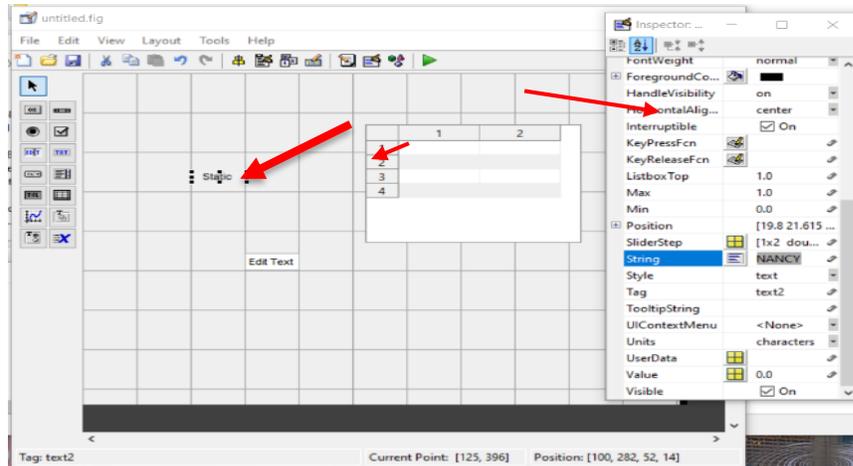


Figura 5.2 Texto Estático

- **popupmenu**

Crema un menú emergente que muestra una lista de opciones cuando se hace clic en ella. Utiliza una función de devolución de llamada para determinar el elemento de lista seleccionado por el usuario y mostrar la selección en la ventana de comandos de MATLAB (Figura 5.3).

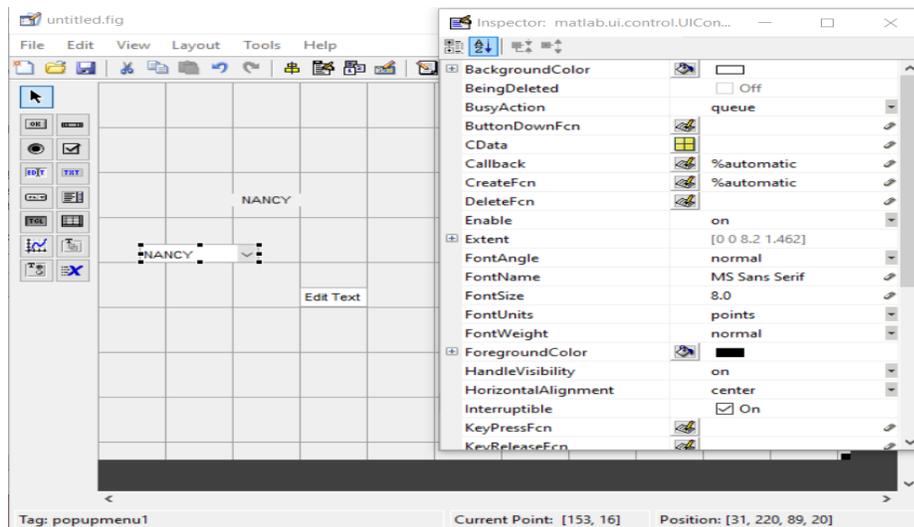


Figura 5.3 Popupmenu y sus propiedades

- **edit**

Crea un campo de texto editable y lo enfoca pasando su identificador de función a la función uicontrol. Esta acción hace que el cursor se active y parpadee en el campo de texto editable (Figura 5.4).

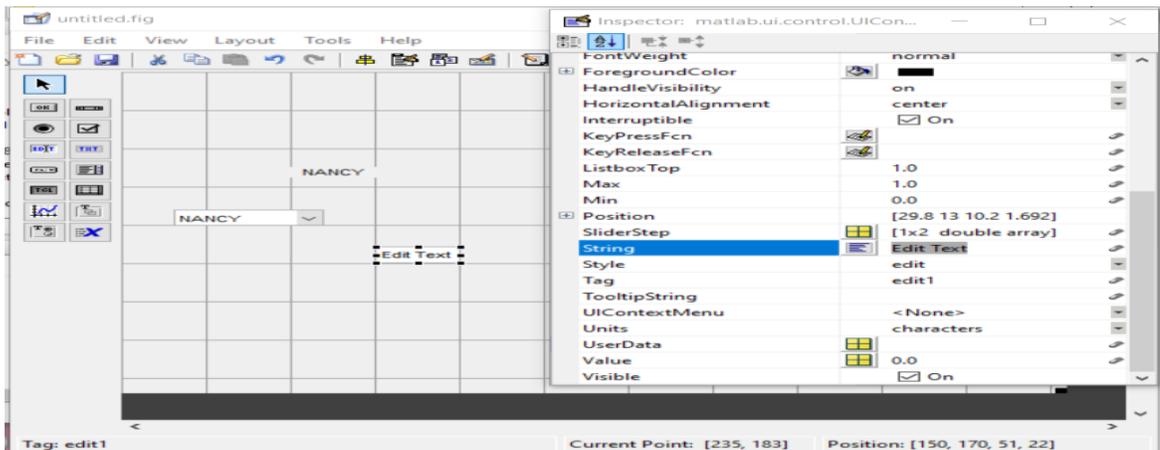


Figura 5.4 Edit y sus propiedades

Axes

Crea los ejes cartesianos predeterminados en la figura actual y lo convierte en los ejes actuales (Figura 5.5)

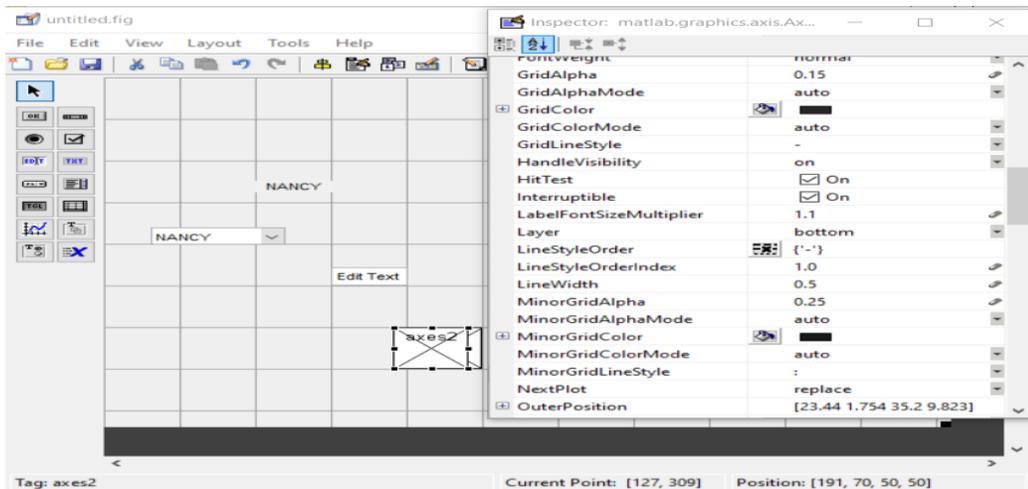


Figura 5.5 Axes y sus propiedades

uitable

uit = uitable genera una tabla componente de interfaz de usuario en la figura actual y devuelve el objeto de componente de interfaz de usuario de tabla.

En la figura 5.6 se muestran todos los elementos anteriormente mencionados, que por sí mismo conforman los elementos básicos del programa

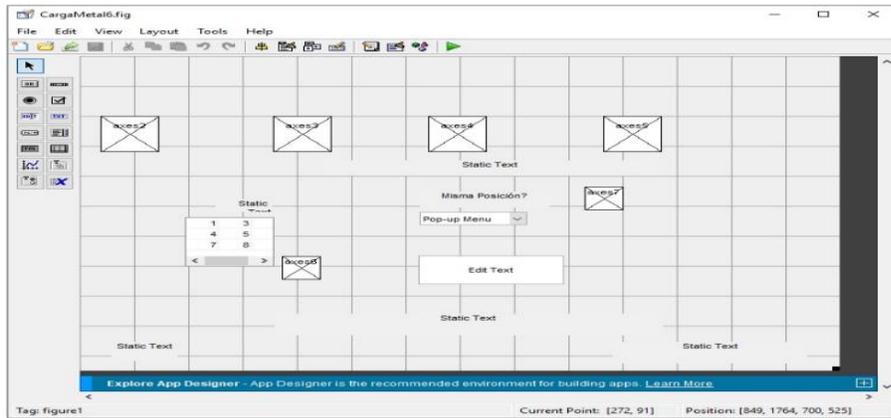


Figura 5.6 Elementos básicos del programa diseñado

Posteriormente el programa se guarda y se crea el esqueleto de programa (Fig. 5.7), ahí es donde se tiene que escribir el código para que haga las funciones correspondientes al programa, el cual se desarrolló tal como se presenta en el diagrama de bloques que se encuentra en el Anexo 3 de este documento

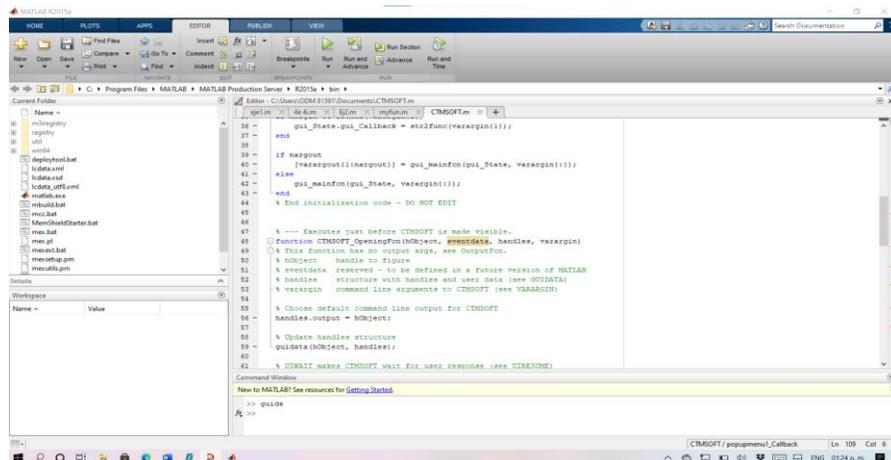


Figura 5.7 Esqueleto de programa.

timer

Utiliza un objeto de temporizador para programar la ejecución de comandos de MATLAB® una o varias veces. La Figura 5.8 muestra un ejemplo de timer en el caso del programa diseñado se utiliza un timer que está arrojando un evento cada 3 segundos mostrando operaciones, posiciones, etc... se puede decir que esta es la base de tiempo de todo.

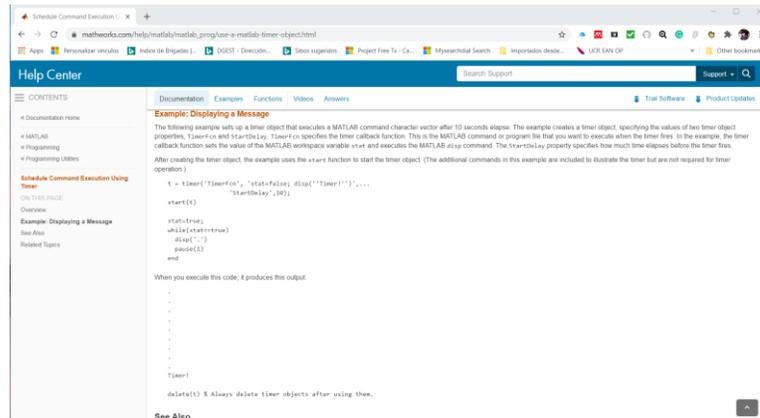


Figura 5.8 Ejemplo timer (mathworks, 2020)

5.1.2 Criterios de selección de sujetos

Se reclutó a 10 estudiantes de licenciatura (4 masculinos), entre 18 y 23 años, (Media=21.3, SD=1.01), con conexión de internet y computadora compatible con el software TeamViewer® con el fin de que se conectaran de manera remota a la computadora en la que se encuentra los botones ejecutables tanto del programa de entrenamiento como de los 3 programas de prueba, se les solicitó no estar tomando ningún tipo de medicamento y evitar tomar alcohol durante las 12 horas previas a la prueba

5.1.3 Recolección de información general

Se determina la información que deberá de estar contenida en las formas de consentimiento en cumplimiento con la normatividad nacional e internacional para

investigaciones y según las características de la investigación propuesta. Los sujetos debieron de leer con atención, hacer cualquier cuestionamiento que en determinado momento tuvieron y si estaban de acuerdo y sus cuestionamientos fueron contestados de manera satisfactoria llenaron el formato con todos los datos necesarios y firmaron el consentimiento para la participación en el estudio. Además de que se buscó la autorización de las diferentes variables y elementos del protocolo por el comité doctoral del TecNM campus Cd. Juárez. (Anexo 1).

5.1.4 Validación de interfaz de usuario

Se diseñaron dos interfaces una con el fin de dar capacitación inicial a los sujetos de todos los elementos que componen la prueba (programa de entrenamiento) buscando que el sujeto se familiarice con las diferentes variables de la interfaz con la que estará interactuando y la otra interfaz es la prueba de CMT en sí (Programa Prueba), la cual es la que está siendo validada.

El programa de entrenamiento incluye:

- a) Cuatro variables de posición 1 anterior (Carga mental baja; tarea muy fácil con estímulo visual).
- b) Cuatro variables aritméticas (Suma – Resta) 1-Anterior (n-1) (Carga mental mediana; tarea fácil con estímulo visual y auditivo combinado)
- c) Cuatro variables aritméticas (Suma – Resta) Doble 2-Anterior (n-2) (Carga mental alta; tarea demandante con estímulo visual y auditivo combinado).
- d) Cuatro variables aritméticas (Multiplicación – División) Triple 3-Anterior (n-3) (Carga mental alta; tarea demandante con estímulo visual y auditivo combinado).

El programa prueba versión 1.0 incluye:

- a) Cuatro variables de posición 1 anterior (Carga mental baja; tarea muy fácil con estímulo visual).

- b) Cuatro variables aritméticas (Suma – Resta) 1-Anterior (n-1) (Carga mental mediana; tarea fácil con estímulo visual y auditivo combinado)
- c) Cuatro variables aritméticas (Suma – Resta) Doble 2-Anterior (n-2) (Carga mental alta; tarea demandante con estímulo visual y auditivo combinado).
- d) Cuatro variables aritméticas (Multiplicación – División) Doble 2-Anterior (Carga mental alta; tarea demandante con estímulo visual y auditivo combinado).
- e) Dieciséis variables de posición 1- Anterior (n-1) (Carga mental baja; tarea muy fácil con estímulo visual).
- f) Dieciséis variables de Aritmética sencilla - suma o resta Doble 2-Anterior (n-2) (Carga mental mediana; tarea fácil con estímulo visual y auditivo combinado).
- g) Dieciséis variables al azar de Aritmética sencilla- suma o resta 1-Anterior (n-1) o Doble 2-Anterior (n-2) (Carga mental alta; tarea demandante con estímulo visual y auditivo combinado).
- h) Treinta y dos variables al azar de Aritmética compleja multiplicación o división 1-Anterior (n-1) o Doble 2 Anterior (n-2) (Carga mental alta; tarea demandante con una combinación de estímulos visuales y auditivos)

Para la validación de la interfaz versión 2.0 se generaron tres interfaces, una para cada tipo de CMT (Baja, Mediana y Alta):

- El programa de CMT baja incluyo trece variables de posición, sumo o resta 1-Anterior (n-1) (Carga mental baja; tarea muy fácil con estímulo visual).
- El programa de CMT Media incluyo cuarenta y una variables que pueden ser de Aritmética sencilla (suma o resta) simple o doble-anterior (n-1) (n-2) (Carga mental mediana; tarea fácil con estímulo visual y auditivo combinado).
- El programa de CMT Alta incluyo Cuarenta y cuatro variables comprendiendo operaciones Aritméticas (Suma, Resta, Multiplicación o

División) Doble o Triple-Anterior (n-2) (n-3) (Carga mental alta; tarea demandante con estímulo visual y auditivo combinado.

El Análisis Jerárquico de Tareas (HTA) de la interfaz diseñada se realizó considerando que los sujetos primeramente realizarán el entrenamiento y cuando consideraron dominar los elementos de la interfaz pasaron a realizar la prueba.

La metodología para seguir durante las pruebas de validación de la interfaz fue la siguiente:

- 1°. Se reclutó a 10 estudiantes de licenciatura (4 masculinos), entre 18 y 23 años, (Media=21.3, SD=1.01), con conexión de internet y computadora compatible con el software TeamViewer® con el fin de que se conectaran de manera remoto a la computadora en la que se encuentra los botones ejecutables tanto del programa de entrenamiento como de los 3 programas de prueba.
- 2°. Se asignaron al azar los números del 1 al 10 a los sujetos y se desarrolló un Diseño general Factorial utilizando Minitab que incluye 2 factores (Sujetos (con 10 niveles) y Pruebas (3 Niveles: CM Baja, CM Mediana y CM Alta)) y 2 réplicas buscando que la asignación de las pruebas fuera de una manera aleatoria, obteniendo los resultados presentados en Anexo 5

Factores:	2	Réplicas:	2
Corridas base:	30	Total de corridas:	60
Bloques base:	1	Total de bloques:	1

Número de niveles: 10, 3

- 3°. En base a los resultados anteriores se programaron las 60 pruebas de 17:00 a 20:00 horas del 3 al 26 de marzo y el 12 y 13 de abril del 2021 (Figura 5.9)

	03/03/2021	04/03/2021	05/03/2021	08/03/2021	09/03/2021	10/03/2021	11/03/2021	12/03/2021	15/03/2021	16/03/2021
Días/Hora	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
17:00	S6-1	S3-1	S4-3	S2-1	S10-1	S3-2	S8-2	S3-3	S2-3	S5-3
18:00	S10-2	S7-3	S1-1	S7-2	S7-3	S3-1	S2-1	S8-1	S1-2	S2-2
19:00	S7-1	S5-2	S7-1	S4-2	S7-2	S9-1	S5-1	S6-1	S6-3	S4-2
	17/03/2021	18/03/2021	19/03/2021	22/03/2021	23/03/2021	24/03/2021	25/03/2021	26/03/2021	12/04/2021	13/04/2021
Días/Hora	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20
17:00	S8-3	S6-2	S1-3	S8-2	S2-3	S9-2	S2-2	S8-3	S4-3	S1-3
18:00	S3-2	S4-1	S4-1	S9-3	S5-2	S10-3	S9-3	S6-3	S10-3	S5-3
19:00	S6-2	S10-2	S9-2	S1-2	S1-1	S10-1	S5-1	S3-3	S8-1	S9-1

Figura 5.9 Resultados de Análisis factorial al azar para asignación de pruebas.

- 4°. Se les solicitaron datos personales: Nombre completo y edad.
- 5°. Se les mencionó que la prueba consistía en la validación de un software de CMT, que consistía en tres etapas, primero una capacitación, seguida por la prueba 1, 2 o 3 según corresponda y al finalizar contestar unas preguntas que corresponden a la metodología NASA-TLX, posteriormente se les cuestionó con respecto a que si seguían queriendo participar en el experimento.
- 6°. Se les explicó paso por paso los elementos que podían encontrar en la interfaz, para que posteriormente cuando expresaban haber entendido, iniciaran el entrenamiento, mismo que pudieron realizar las veces que consideraran necesarias antes de iniciar la prueba, y se contestaba cualquier pregunta que tuvieran al respecto de las diferentes variables en la prueba.
- 7°. Antes de que iniciaran la prueba se les comentaba que no habría ninguna interacción mientras estuvieran realizando la prueba, posteriormente se les permitía iniciar.
- 8°. Cuando el sujeto termina la prueba se anota el porcentaje de desempeño.
- 9°. Se le presentó al sujeto las diferentes pantallas traducidas correspondientes al software Nasa-TLX, versión 1.0.3 desarrollado por Kato, K. et al (2016) del Centro

de Investigación NASA Ames, (Anexo 4) para que contestaran según la experiencia que tuvieron en la prueba que acababan de realizar.

5.1.5 Rediseño de la interfaz

Se decide modificar la interfaz para que solo genere carga mental de trabajo alta. Ya que se valida el que genera los tres tipos, pero para esta investigación solo se necesita generar carga mental alta.

5.2 Desarrollo del Experimento

5.2.1 Diseño del estudio

La repartición de los sujetos será al azar entre los cuatro grupos para tal fin se generó un script, utilizando MATLAB® (Tabla 5.1) mediante el cual se asignan los participantes de manera aleatoria a los cuatro grupos en la investigación final se contó con 45 alumnos (25 hombres) los cuales se repartieron en los cuatro grupos de tiempo como se muestra a continuación:

- Grupo 1: Grupo 1 hora con quince integrantes (diez hombres) sin pausa.
- Grupo 2: Grupo que cumplió con un periodo de prueba de 30 minutos x 2 y se integró por diez integrantes (seis hombres), se tuvo una pausa de dos minutos a la mitad de la sesión
- Grupo 3: Grupo que cumplió con un periodo de prueba de 20 minutos x 3 y se compuso por diez integrantes (tres hombres), con pausas de dos minutos después de las primeras dos sesiones de veinte minutos.
- Grupo 4: Grupo que cumplió con un periodo de prueba de 40 minutos x 2 y se compuso por diez integrantes (seis hombres), con una pausa de cinco minutos al término de la primera sesión de cuarenta minutos.

En la plática informativa que se tuvo con los estudiantes previo al inicio de las sesiones se les asignó al azar un número de sujeto, posteriormente utilizando el programa de MINITAB®, se asignó un número aleatorio a cada sujeto, que corresponde al orden en el cual se presentaran a la sesión, por ejemplo al sujeto que se le asignó al azar el número veintidós, le correspondió el número aleatorio 1, por lo cual fue la primer sesión correspondiente al día 18 de Octubre a las 8:00 horas, seguida por la sujeto doce a las 10:00 horas a la cual el programa le asigno el número dos, y así sucesivamente se tuvieron de uno a dos sujetos de lunes a viernes, de acuerdo a la disponibilidad de investigadores y alumnos por carga de trabajo, hasta terminar con el sujeto trece, el 24 de Noviembre a las 10:00 horas, al cual el software le asigno el número aleatorio cuarenta y cinco.

Primeramente, se le informó al participante sobre las diferentes pruebas a las que estará sujeto (EEG, HR, HRV y NASA-TLX) con el fin de medir carga mental, y el efecto de pausas de trabajo, se le mostraron los diferentes equipos de medición fisiológica y se le explicó cómo se logra el sensado de las variables.

Se le explicó al sujeto los diferentes elementos de la metodología NASA-TLX y la aplicación que se usó para su evaluación y se le hizo entrega de la traducción de cada una de la pantalla de la aplicación y se configuraron los datos preliminares, como son nombre del estudio, el grupo, el número de identificación asignado, que estuvo compuesto por la letra “S” y el número de sujeto (Anexo 4)

Se le explicó al sujeto en que consiste la interfaz, y se inició la grabación de la sesión con la interface de entrenamiento, con el fin de que se familiarizara el sujeto con la estación de trabajo y la interface que se utilizó durante el tiempo que le correspondió, el entrenamiento incluyó la variante de carga mental alta de la metodología Dual N-Back que se presentó en la interface de prueba, posteriormente se le preguntó si se sentía seguro en el manejo de la interfaz, si la respuesta fue afirmativa se procedió a iniciar la prueba según el grupo que le correspondió (Tabla 5.1), en caso contrario se le permitió seguir entrenando hasta que manifestó seguridad en el manejo de la interfaz.

Se le colocaron los instrumentos monitores de EEG y HRV, y se tomaron las lecturas de referencia con el sujeto en reposo.

5.2.2 Criterio de selección de los sujetos.

Tal como se mencionó anteriormente se realizó un muestreo por conveniencia entre alumnos provenientes de programas educativos del Tecnológico Nacional de México, Campus Cd. Cuauhtémoc. Todos los participantes fueron informados acerca de los objetivos y métodos del estudio a llevarse a cabo y se les pidió su consentimiento por escrito para el uso y publicación de los datos recolectados, así como para la grabación del estudio. El total de alumnos seleccionados fue de 45 alumnos (25 Hombres y 20 Mujeres) de las carreras de Ingeniería Industrial e Ingeniería en Mecatrónica, se envió a la autoridad correspondiente del programa de doctorado por medio del asesor principal el formato para autorización para investigación en seres humanos, con la información correspondiente al protocolo, buscando este sea autorizado por el claustro doctoral (Anexo 1).

De la misma manera se diseñaron las cartas de “Consentimiento informado para proyectos de investigación en el TecNM Campus Cd. Cuauhtémoc” y “Carta de Revocación del consentimiento para proyectos de investigación en el TecNM Campus Cd. Cuauhtémoc”, ya que será en las instalaciones de esta institución educativa y con la participación de alumnos de esta como se llevó a cabo las sesiones de investigación, estas cartas se enviaron al TecNM / ITCJ para su validación y se presentaron a la división de Estudios de Posgrado e Investigación del TecNM / ITCC para la autorización correspondiente (Anexo 2).

Los elementos que integraron la carta de consentimiento fueron los datos generales del sujeto a participar, tales como: Nombre, Carrera, Semestre, No. De Control, Edad, consentimiento para participar en el proyecto de investigación, entendimientos/restricciones generales que menciono a continuación:

- Compromiso para abstenerse del consumo de cafeína, alcohol, y cualquier tipo de droga por 6 horas antes del experimento

- Conocimiento con respecto a que la participación como alumno no repercutirá en sus actividades como estudiante del TecNM campus Cd. Cuauhtémoc. Las faltas a clases en el día de la sesión serán justificadas por el departamento académico correspondiente.
- Conocimiento con respecto a que no habrá ninguna sanción para el alumno en caso de no aceptar la invitación.
- Conocimiento con respecto a que puede el alumno retirarse del proyecto si lo considera conveniente a sus intereses, aun cuando el investigador responsable no lo solicite, informando sus razones para tal decisión en la Carta de Revocación respectiva si lo considera pertinente; pudiendo si así lo desea, recuperar toda la información obtenida de su participación.
- Conocimiento con respecto a que no hará ningún gasto, ni recibirá remuneración monetaria, alguna por la participación en el estudio. Pudiendo recibir créditos complementarios y/o créditos en clase(s) por su participación.
- Conocimiento con respecto a que se guardará estricta confidencialidad sobre los datos obtenidos producto de su participación, con un número de clave que ocultará su identidad.
- Conocimiento con respecto a que si en los resultados de su participación como alumno se hiciera evidente algún problema relacionado con mi proceso de enseñanza – aprendizaje, se le brindará orientación al respecto.
- Conocimiento con respecto a que puedo solicitar, en el transcurso del estudio información actualizada sobre el mismo, al investigador responsable.

En el anexo 2, se incluye el formato correspondiente a las dos cartas anteriormente mencionadas, y dos ejemplos de dos cartas de consentimiento seleccionadas al azar entre los 45 participantes, cabiendo mencionar que ningún sujeto hizo uso de la carta de revocación de consentimiento.

5.2.3 Toma de lecturas de referencia

Se realizó una toma de lectura de referencia EEG y variabilidad cardíaca con el sujeto en reposo.

5.2.4 Medición de carga mental, subjetiva y fisiológica

Medición de variables durante la tarea que le corresponda según la asignación relacionada con el diseño de experimentos.

Se inició la ejecución del programa de entrenamiento utilizando la metodología Dual N-Back (Cinaz, et al., 2013) para inducir carga mental alta, buscando que el sujeto se familiarizara con las diferentes variables de la interfaz con la que estará interactuando, el programa de entrenamiento que ha sido descrito con anterioridad ampliamente, incluyó diez ciclos con la memorización de cuatro números que aparecen al azar y la solución de una operación matemática sencilla (suma, resta, multiplicación o división) involucrando dos de los dígitos memorizados.

Se le permitió al sujeto realizar el programa de entrenamiento hasta que consideró estar listo para realizar el programa de prueba mismo que estaba compuesto por los mismos elementos que el de entrenamiento, pero con mayor cantidad de ciclos dependiendo del tiempo y pausas relacionadas con la tarea que le toco realizar (Ver Tabla 5.1)

5.2.5 Análisis estadístico de los datos.

En todo experimento que se realice, la variabilidad que puede provenir de un factor de ruido puede afectar los resultados, en este experimento se consideró que la facilidad o no que tengan los sujetos para las matemáticas podría ser un factor de ruido, así como las condiciones ambientales que son muy variables en la temporada que se realizaron los experimentos y considerando que cualquier factor que afecte la variable de respuesta y que varíe entre sujetos, aumentará la varianza del error experimental y disminuirá la precisión de las comparaciones. Por lo tanto, al tener un factor conocido decidimos utilizar bloques

divididos para eliminar su efecto en la comparación estadística de los tratamientos, buscando controlar la varianza del error experimental para tener mayor precisión, y buscando de esta manera estratificar a los sujetos en grupos que se presentan en fechas más cercanas (Mylona, et al., 2014; Montgomery, 2017).

Aun cuando se considera que es una metodología bastante útil, su uso no está tan extendido sin embargo se pueden encontrar varios artículos que nos hablan de su utilidad un buen ejemplo es el artículo en proceso de Peter Goos (2021) que nos hace una revisión de la literatura actual con respecto al diseño de experimentos en bloques divididos con variables experimentales cuantitativas como se realizara en este estudio. El modelo estadístico para el diseño de bloques puede ser escrito de diferentes maneras, sin embargo, el modelo tradicional es un modelo de efectos (Montgomery, 2017):

$$y_{ij} = \mu + \tau_i + \beta_j + \epsilon_{ij} \begin{cases} i = 1, 2, \dots, a \\ j = 1, 2, \dots, b \end{cases}$$

donde μ es una media general, τ_i es el efecto del i -ésimo tratamiento, β_j es el efecto del j -ésimo bloque y ϵ_{ij} es el habitual termino de error aleatorio NID $(0, \sigma^2)$.

Término de error aleatorio. Se considera en esta investigación pensar en los efectos del tratamiento y de los bloques como los efectos provenientes de las desviaciones de la media general de manera que

$$\sum_{i=1}^a \tau_i = 0 \text{ y } \sum_{j=1}^b \beta_j = 0$$

También es posible utilizar un modelo de medias, que es lo que se realizara en la presente investigación

$$y_{ij} = \mu_{ij} + \epsilon_{ij} \begin{cases} i = 1, 2, \dots, a \\ j = 1, 2, \dots, b \end{cases}$$

donde $\mu_{ij} = \mu + \tau_i + \beta_j$. Según lo menciona Montgomery (2017) en un experimento de bloques divididos, en lo que estamos interesados en probar es la igualdad de las medias de los factores. Entonces, las hipótesis de interés son:

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \dots = \mu_a$$

$$H_1: \text{por lo menos una } \mu_i \neq \mu_j$$

Debido a que el i-esimo tratamiento de medias $\mu_i = (1/b) \sum_{j=1}^b (\mu + \tau_i + \beta_j) = \mu + \tau_i$, es una manera equivalente de escribir las hipótesis anteriores en términos de los efectos de los tratamientos sería

$$H_0: \tau_1 = \tau_2 = \dots = \tau_a = 0$$

$$H_1: \tau_i \neq 0 \text{ por lo menos en una } i$$

En lo que corresponde a esta investigación el arreglo de los bloques divididos correspondiente a los 3 bloques (A1, A2 y A3) que se manejaron, en los que se colocaron al azar los cuatro tiempos (B1 = 60 minutos, B2 = 30 minutos x 2 repeticiones, B3= 20 minutos x 3 repeticiones y B4= 40 minutos x 2 repeticiones) y los cuatro tipos de pausas (C1= 0, C2= 2 minutos, C3= 2 minutos con 2 repeticiones, quedo como se presenta en la Tabla 5.2:

Tabla 5.2 Esquematación de diseño a campo de participantes a bloques divididos con asignación de factores al azar

A	1				2				3			
B/C	B1	B3	B2	B4	B2	B1	B3	B4	B4	B2	B3	B1
C2	S31	S12	S36	S10	S15	S5	S19	S2	S7	S41	S9	S27
C4	S15	S45	S21	S33	S35	S23	S38	S24		S34	S40	
C1	S22	S26	S30	S8	S4	S42	S44	S1	S39	S29	S17	S29
C3	S28	S43	S18	S16	S3	S20	S32	S24		S11	S25	S6

El análisis de varianza para este diseño se basa en una descomposición de la variabilidad de las observaciones.

Debido a que no se tuvo acceso a un software estadístico que nos llevara a la obtención del análisis de varianza se buscó realizarlo en MATLAB® se encontró por parte de (Trujillo-Ortiz, et al., 2021) la codificación correspondiente al diseño estadístico de

parcelas divididas el cual es un diseño muy parecido a de bloques divididos por lo cual se procedió a adaptar la codificación a las necesidades de bloques divididos, el código se presenta en el anexo 6

Como manera de conclusión se presenta en la Tabla 5.3 la forma en que quedo el diseño acomodado según los sujetos correspondientes y los factores en orden en la parte de resultados de esta tesis se presentaron los resultados obtenidos a partir de las pruebas realizadas basadas en esta esquematización.

Tabla 5.3 Esquematización de diseño a campo de participantes a bloques divididos

A	1				2				3			
B/C	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4
C1	S22	S30	S26	S8	S42	S4	S44	S1	S29	S14	S17	S39
C2	S31	S36	S12	S10	S5	S15	S19	S2	S27	S41	S9	S7
C3	S28	S18	S43	S16	S20	S3	S32	S24	S6	S11	S25	
C4	S15	S21	S45	S33	S23	S35	S38	S37		S34	S40	

5.3 Diseño del modelo.

5.3.1 Diseño del modelo

Se diseñó el modelo de pausas de trabajo para disminución de carga mental basándose en el análisis estadístico de los datos obtenidos en la fase experimental de laboratorio de la investigación.

5.3.2 Validación del modelo

Se validó el modelo diseñado, viendo cómo funciona en comparación con un modelo ya validado. Buscando con esto el validar que el modelo tenga un comportamiento igual o parecido bajo ciertas variables diferentes, pero que puedan ser correlacionadas significativamente a comportamientos ya conocidos.

6. RESULTADOS

6.1 Validación de Interfaz Gráfica de Usuario (GUI)

6.1.1 Análisis Jerárquico de Tarea (HTA)

La figura 6.1 muestra el diseño del HTA principal con los resultados correspondientes al Análisis Jerárquico de Tareas (HTA) de la interfaz diseñada considerando que los sujetos primeramente realizaron el entrenamiento y cuando consideraban dominar los elementos de la interfaz pasaron a realizar la prueba, los elementos correspondientes a los diferentes puntos del HTA se encuentran en el Anexo 7

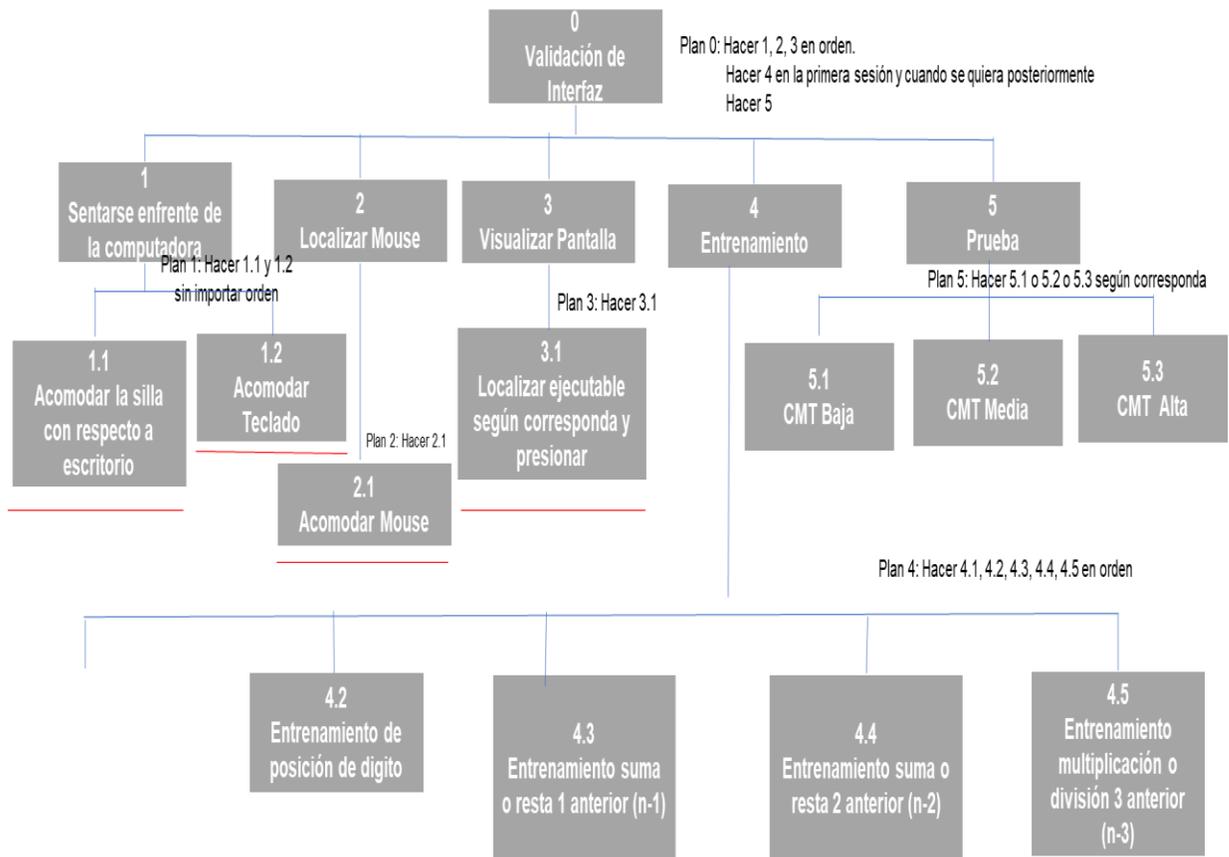


Figura 6.1 HTA principal.

6.1.2 Análisis de tareas para identificación de Error Humano (TAFEI)

Para poder desarrollar el TAFEI, del HTA desarrollado previamente se tienen que crear diagramas espacio-tiempo (SSD) que vienen a ser los estados de salidas del proyecto que representan el comportamiento del equipo o producto, como se presenta en la Figura 6.9 en el caso de nuestro proyecto se identificaron 9 SSD, posteriormente se crea una matriz de transición (Figura 6.10) en donde podemos identificar ocho transiciones ilegales y seis errores que puede haber en el proceso relacionado con la falta de ejecutables de los programas de entrenamiento o de prueba así como fallas de energización del equipo o fallas de otras partes del hardware como pueden ser el ratón o el teclado de la computadora.

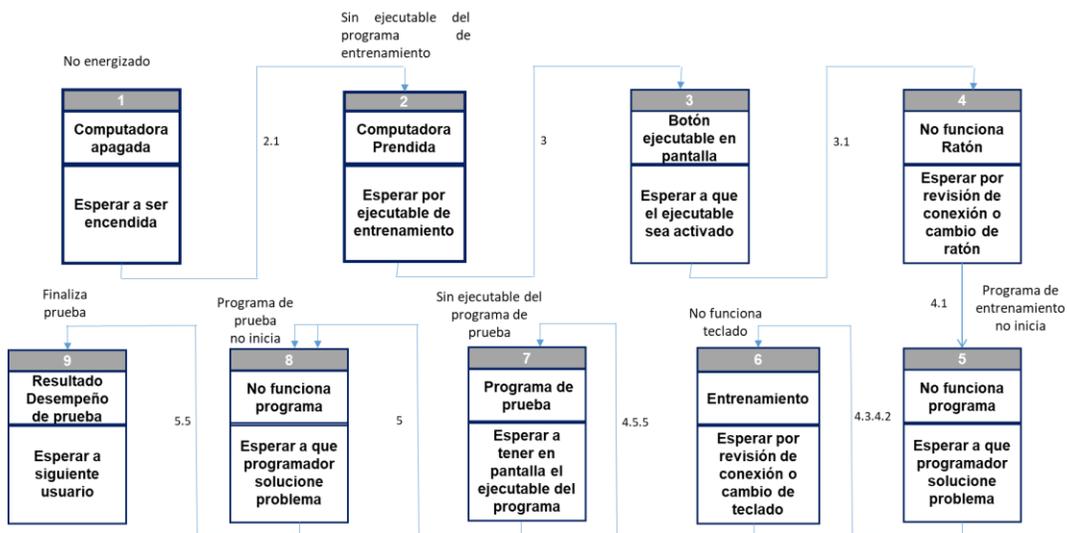


Figura 6.2 Diagramas espacio-tiempo (TAFEI)

	1	2	3	4	5	6	7	8	9
1	-	L	-	-	-	-	-	-	-
2	-	-	L	I	-	I	I	I	-
3	-	-	-	L	-	I	I	-	-
4	-	-	-	-	L	I	I	-	-
5	-	-	-	-	-	L	I	-	-
6	-	-	-	-	-	-	L	-	-
7	-	-	-	-	-	-	-	L	-
8	-	-	-	-	-	-	-	-	L
9	-	-	-	-	-	-	-	-	-

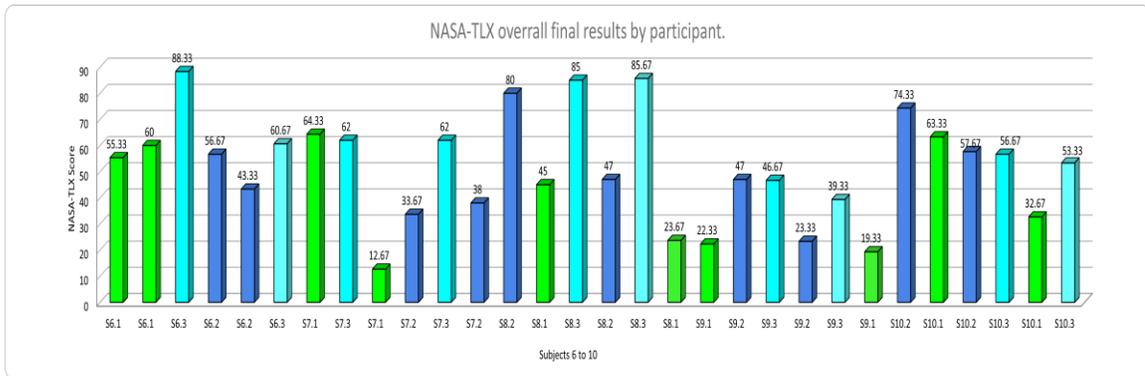
Figura 6.3 Matrix de transición TAFEI

6.1.3 Resultados de la metodología Nasa-TLX como medición subjetiva de la CMT

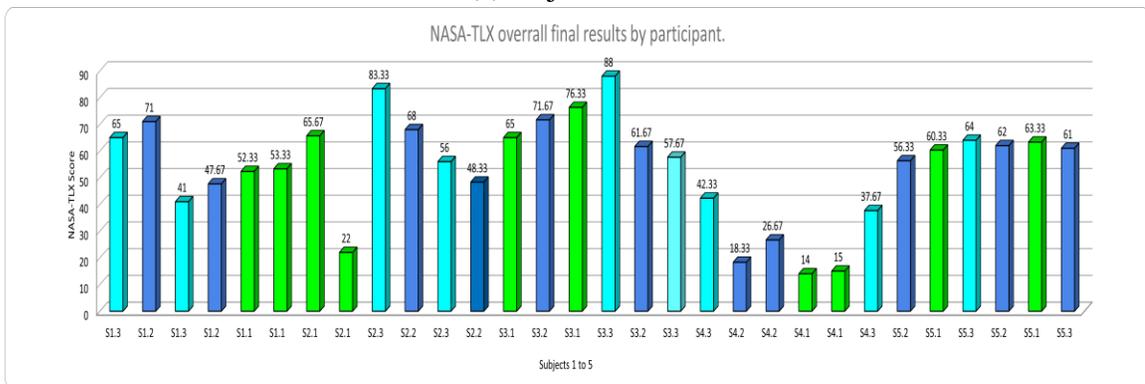
Los resultados obtenidos de la metodología NASA-TLX se presentan en la Tabla 6.1 y de manera gráfica en la Figuras 6.4 a y b.

Tabla 6.1 Resultados NASA-TLX

PAR1	COD	EDA	Demanda Mental			Demanda Física			Demanda Temporal			Desempeño			Esfuerzo			Frustración			Calif. Final	Desempeño	
			Clasificación	Peso	Ajuste	Clasificación	Peso	Ajuste	Clasificación	Peso	Ajuste	Clasificación	Peso	Ajuste	Clasificación	Peso	Ajuste	Clasificación	Peso	Ajuste			
8	S1.3	8/3.1	20	90	4	360	5	0	0	90	5	450	5	3	15	50	1	50	50	2	100	65	95.45%
28	S1.2	26/2.1	20	70	3	210	20	1	20	90	5	450	30	1	30	55	1	55	75	4	300	71	87.80%
37	S1.3	37/3.2	20	60	2	120	25	0	0	75	4	300	5	5	25	50	1	50	40	3	120	41	97.73%
42	S1.2	42/2.2	20	50	3	150	15	0	0	75	4	300	25	5	125	40	1	40	50	2	100	47.67	95.12%
45	S1.1	45/1.2	20	50	2	100	25	0	0	90	4	360	25	5	125	50	1	50	50	3	150	52.33	84.62%
58	S1.1	58/1.2	20	50	1	50	25	0	0	85	5	425	25	2	50	25	3	75	50	4	200	53.33	76.92%
10	S2.1	10/1.1	23	90	4	360	10	0	0	90	4	360	5	1	5	60	2	120	35	4	140	65.67	100.00%
20	S2.1	20/1.2	23	30	3	90	0	2	0	30	3	90	0	4	0	50	3	150	40	0	0	22	100.00%
25	S2.3	25/3.1	23	100	4	400	0	0	0	75	5	375	75	1	75	65	2	130	90	3	270	83.33	68.18%
29	S2.2	29/2.1	23	15	3	45	0	0	0	25	1	25	100	3	300	50	3	150	100	5	500	68	48.78%
43	S2.3	43/3.2	23	50	4	200	15	2	30	60	4	240	40	0	0	50	2	100	90	3	270	56	79.84%
49	S2.2	49/2.2	23	40	3	120	15	1	15	60	4	240	50	0	0	50	3	150	50	4	200	48.33	75.61%
4	S3.1	4/1.1	21	100	3	300	75	2	150	40	3	120	15	2	30	75	3	225	75	2	150	65	100.00%
16	S3.2	16/2.1	21	75	4	300	75	3	225	75	5	375	25	1	25	75	2	150	50	0	0	71.67	97.56%
17	S3.1	17/1.2	21	80	4	320	75	3	225	90	5	450	0	1	0	75	2	150	25	0	0	76.33	100.00%
22	S3.3	22/3.1	21	100	4	400	75	3	225	100	2	200	25	0	0	75	3	225	90	3	270	88	75.00%
32	S3.2	32/2.2	21	75	4	300	90	4	360	75	2	150	10	4	40	75	1	75	50	0	0	61.67	82.92%
54	S3.3	54/3.2	21	75	3	225	75	3	225	75	4	300	10	4	40	75	1	75	50	0	0	57.67	84.09%
7	S4.3	7/3.1	21	35	3	105	0	0	0	15	5	75	75	3	225	50	2	100	65	2	130	42.33	88.63%
12	S4.2	12/2.1	21	35	3	105	5	1	5	5	2	10	20	4	80	15	5	75	25	0	0	18.33	92.68%
30	S4.2	30/2.2	21	60	3	180	5	2	10	15	2	30	20	4	80	25	4	100	50	0	0	26.67	97.56%
35	S4.1	35/1.1	21	15	4	60	5	0	0	10	2	20	15	4	60	15	4	60	10	1	10	14	92.00%
38	S4.1	38/1.2	21	20	3	60	0	0	0	10	2	20	15	5	75	15	4	60	10	1	10	15	100.00%
55	S4.3	55/3.2	21	35	5	175	5	0	0	15	1	15	50	2	100	35	4	140	45	3	135	37.67	72.73%
6	S5.2	6/2.1	21	75	3	225	0	1	0	75	1	75	40	3	120	50	4	200	75	3	225	56.33	80.48%
21	S5.1	21/1.2	21	75	5	375	25	0	0	60	2	120	40	3	120	60	4	240	50	1	50	60.33	78.92%
28	S5.3	28/3.1	21	75	5	375	10	0	0	75	3	225	40	2	80	60	4	240	40	1	40	64	79.54%
44	S5.2	44/2.2	21	75	5	375	10	0	0	75	3	225	25	2	50	60	4	240	40	1	40	62	80.49%
51	S5.1	51/1.2	21	75	5	375	10	0	0	80	4	320	25	2	50	60	3	180	25	1	25	63.33	92.31%
59	S5.3	59/3.2	21	75	5	375	10	0	0	75	3	225	25	2	50	60	4	240	25	1	25	61	81.82%
1	S6.1	1/1.1	21	80	3	240	0	1	0	100	4	400	10	5	50	70	2	140	50	0	0	55.33	100.00%
24	S6.1	24/1.2	21	60	4	240	0	0	0	50	4	200	40	1	40	60	2	120	75	4	300	60	84.62%
27	S6.3	27/3.1	21	90	3	270	0	0	0	100	5	500	60	2	120	75	1	75	90	4	360	88.33	61.36%
33	S6.2	33/2.1	21	75	4	300	0	1	0	60	3	180	40	3	120	70	3	210	40	1	40	56.67	87.80%
34	S6.2	34/2.2	21	75	4	300	0	0	0	50	2	100	10	5	50	60	3	180	20	1	20	43.33	100.00%
53	S6.3	53/3.2	21	60	3	180	0	0	0	80	3	240	40	4	160	70	4	280	50	1	50	60.67	97.73%
3	S7.1	3/1.1	22	65	2	130	0	0	0	90	4	360	15	4	60	75	1	75	85	4	340	64.33	84.62%
5	S7.3	5/3.1	22	75	3	225	0	0	0	50	3	150	65	3	195	65	4	260	50	2	100	62	75.00%
9	S7.1	9/1.2	22	50	2	100	0	0	0	0	4	0	10	4	40	10	3	30	10	2	20	12.67	92.31%
11	S7.2	11/2.1	22	40	3	120	0	0	0	40	4	160	15	5	75	50	1	50	50	2	100	33.67	72.27%
14	S7.3	14/3.2	22	75	3	225	0	0	0	50	3	150	65	3	195	65	4	260	50	2	100	62	92.68%
15	S7.2	15/2.2	22	50	4	200	0	0	0	50	3	150	15	5	75	45	1	45	50	2	100	38	92.68%
19	S8.2	19/2.1	21	75	4	300	25	0	0	90	2	180	40	1	40	60	3	180	100	5	500	80	63.41%
23	S8.1	23/1.1	21	50	3	150	0	0	0	75	4	300	25	5	125	50	1	50	25	2	50	45	69.23%
31	S8.3	31/3.1	21	100	5	500	25	0	0	90	4	360	40	1	40	75	3	225	75	2	150	85	72.27%
40	S8.2	40/2.2	21	75	3	225	0	0	0	75	3	225	15	5	75	40	2	80	50	2	100	47	90.24%
52	S8.3	52/3.2	21	90	4	360	15	0	0	100	3	300	75	1	75	25	2	50	100	5	500	85.67	47.73%
57	S8.1	57/1.2	21	25	3	75	0	0	0	50	4	200	0	5	0	40	2	80	0	1	0	23.67	100.00%
18	S9.1	18/1.1	23	25	2	50	25	0	0	25	4	100	25	3	75	5	2	10	25	4	100	22.33	76.92%
33	S9.2	33/2.1	23	35	4	140	10	0	0	35	3	105	75	5	375	25	2	50	35	1	35	47	58.53%
41	S9.3	41/3.1	23	50	3	150	10	0	0	40	5	200	50	3	150	40	2	80	60	2	120	46.67	45.45%
46	S9.2	46/2.1	23	25	4	100	10	1	10	30	4	120	10	4	40	40	2	80	0	0	0	23.33	87.80%
50	S9.3	50/3.2	23	40	4	160	10	0	0	40	4	160	95	4	220	15	2	30	20	1	20	39.33	68.18%
60	S9.1	60/1.2	23	25	3	75	10	1	10	25	5	125	10	4	40	20	2	40	10	0	0	19.33	92.31%
2	S10.2	2/2.1	20	50	2	100	0	0	0	75	3	225	60	4	240	50	1	50	100	5	500	74.33	58.53%
13	S10.1	13/1.1	20	30	1	30	0	0	0	55	4	220	50	3	150	50	2	100	90	5	450	63.33	69.23%
36	S10.2	36/2.2	20	50	2	100	0	0	0	50	4	200	55	3	165	50	2	100	75	4	300	57.67	53.66%
47	S10.3	47/3.1	20	45	3	135	0	0	0	50	3	150	95	3	165	50	2	100	75	4	300	56.67	65.91%
48	S10.1	48/1.2	20	25	2	50	0	0	0	25	4	100	25	2	50	20	2	40	50	5	250	32.67	92.31%
56	S10.3	56/3.2	20	45	1	45	0	0	0	50	2	100	45	4	180	50	3	150	65	5	325	53.33	72.73%



(a) Sujetos del 1 al 5



(b) Sujetos del 6 al 10

Figura 6.4 Resultados Nasa-TLX para validación de GUI

Se realizó un Análisis de varianza, utilizando un Modelo lineal general en donde como respuesta (variable dependiente) se tiene el resultado integral de la metodología Nasa-TLX y como factores la CMT con tres niveles (baja, media y alta) y los sujetos implicando diez niveles (sujetos participantes) se realizó con un nivel de confianza del 95%. Se obtuvo un valor $p=.001$ entre los resultados Nasa-TLX y el nivel de CMT lo cual nos indica que existe una diferencia significativa entre los resultados subjetivos de CMT y los niveles de Carga de la GUI por lo cual podemos concluir que si hay una CMT baja, media y alta inducida en la interfaz.

Por otro lado, también se obtuvo una diferencia significativa entre los resultados Nasa-TLX y los diferentes sujetos validando la diferencia que existe entre la percepción de la percepción de CMT que pueden tener diferentes sujetos.

Con respecto al valor de desempeño de los sujetos (Relación entre aciertos y errores) también nos encontramos valores de p menos a .05, por lo cual podemos concluir también en una diferencia significativa entre el desempeño de los sujetos y los niveles de CMT, así como la diferencia entre el desempeño entre los sujetos.

Los resultados anteriores nos llevaron a realizar un ANOVA entre los resultados integrales de Nasa-TLX y los tres niveles de CMT, encontrando diferencia significativa entre el Nivel 1 (Bajo) y el Nivel 3 (Alto), y aunque la diferencia entre el nivel dos (Medio) no es significativa estadísticamente, podemos observar en la Figura 6.12 que está muy cerca de serlo, con lo cual podemos validar la diferencia entre los tres niveles de carga dentro de la GUI.

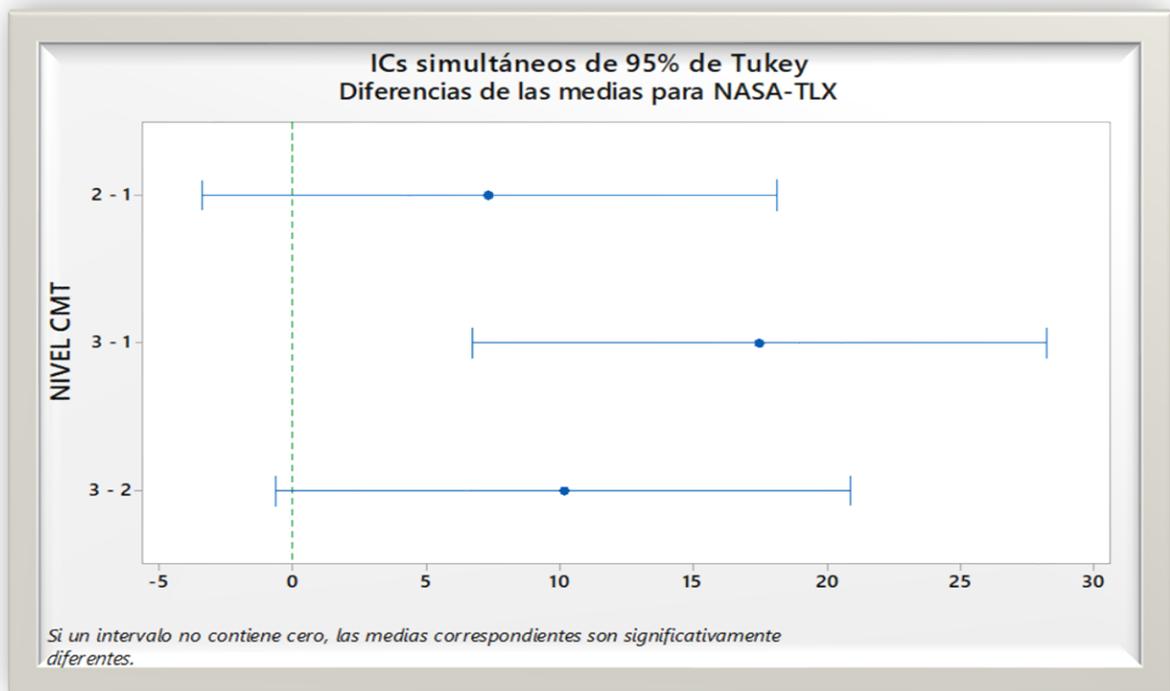


Figura 6.5 Resultados ANOVA entre niveles de CMT

6.2 Resultados de prueba final.

6.2.1 Hipotesis 1.

Mediante la medición de las siguientes variables se determinará la carga mental de trabajo: ondas cerebrales, variabilidad cardíaca, demanda mental, demanda física, demanda temporal, esfuerzo, rendimiento y nivel de frustración.

Utilizando el OpenBCI Cyton Biosensing Board V3-32, el OpenBCI programmable dongle, ocho electrodos pasivos de copa de oro, y pasta conductiva para EEG se obtuvieron las ondas cerebrales de los cuarenta y cinco sujetos. Las figuras 6.6, 6.7, 6.8 y 6.9, presenta las frecuencias obtenidas de un sujeto de cada uno de los grupos que fueron parte de esta investigación, de esta manera se puede validar la parte de la hipótesis uno relacionada con la obtención de las ondas cerebrales que posteriormente mediante el uso de un modelo de Índice de Carga Mental de trabajo ya validado nos permitirá determinar la carga mental de trabajo.

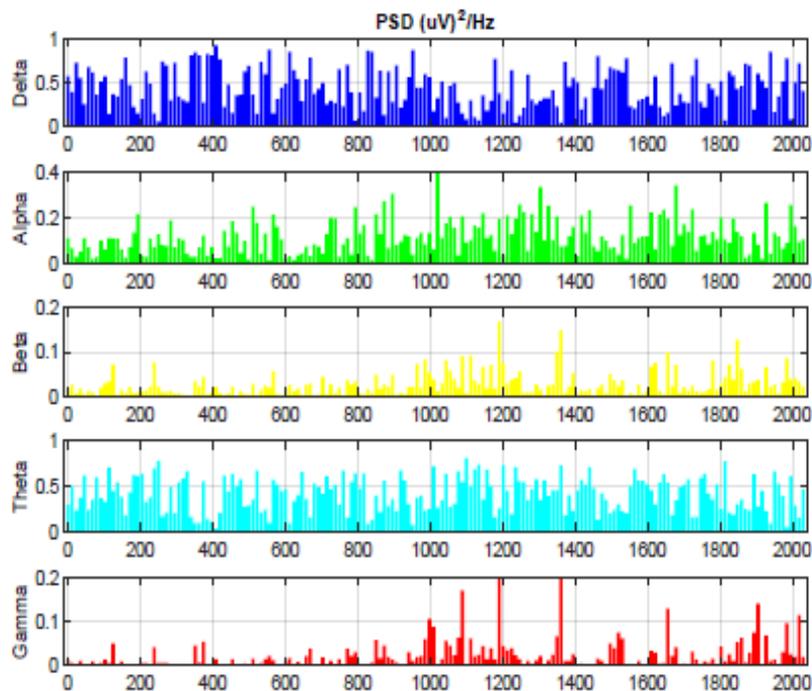


Figura 6.6 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S22 del grupo 1.

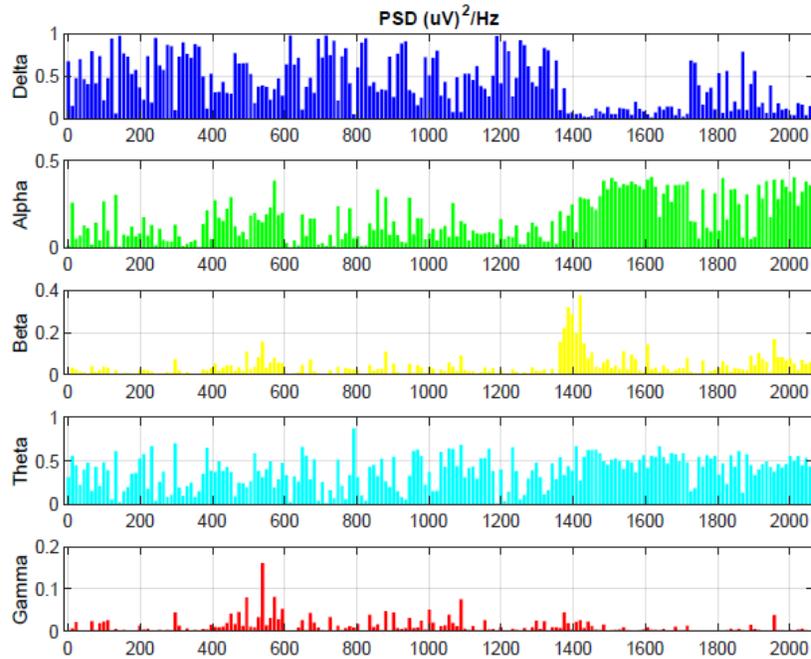


Figura 6.7 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S36 del grupo 2.

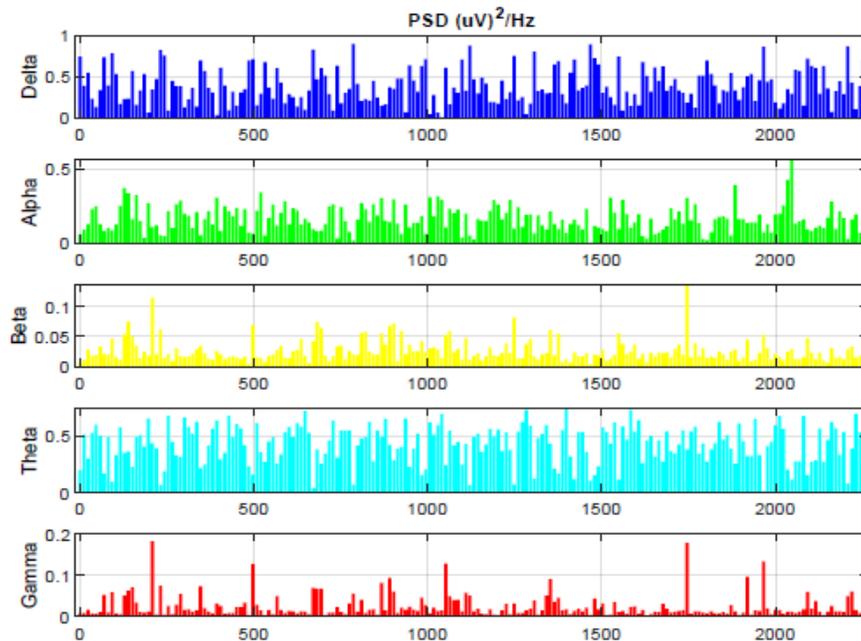


Figura 6.8 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S06 del grupo 3.

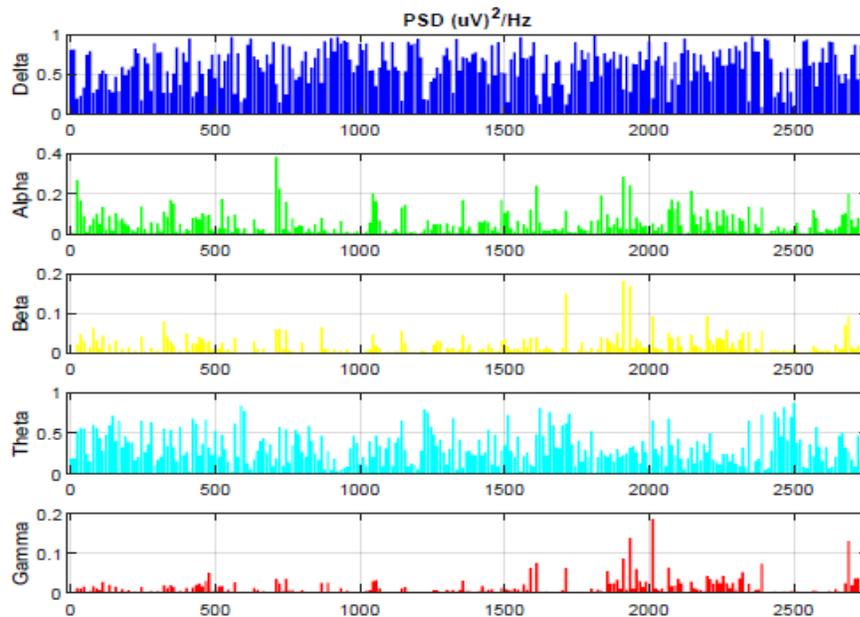


Figura 6.9 Ondas cerebrales del sujeto identificado como S16 del grupo 4.

6.2.1.1 Análisis de frecuencia Alpha y Theta por sujeto y grupo

También en relación con la determinación de la CMT en relación con las ondas cerebrales se hizo un análisis de estas, buscando una diferencia entre las frecuencias Alpha (ya que como se mencionó en el marco teórico esta frecuencia aumenta con el esfuerzo mental) y la frecuencia Theta (4-8 Hz) relacionada con tareas de memoria.

Para lograr lo anterior, primeramente, se realizó una clasificación de los datos que nos permitiera realizar una comparación entre los datos iniciales y finales y antes y después de pausa. Esto nos dio como resultado lo que se presenta a continuación:

Grupo 1 180 Datos sin pausas

Grupo 2: 188 Datos una pausa intermedia.

- 1-90 Fase 1
- 91-98 Pausa
- 99-188 Fase 2

Grupo 3: 196 Datos con dos pausas una cada 20 minutos

- 1-60 Fase 1
- 61-67 Pausa 1
- 68-128 Fase 2
- 129-135 Pausa 2
- 136-196 Fase 3

Grupo 4: 248 Datos una pausa intermedia.

- 1-120 Fase 1
- 121-127 Pausa
- 128-248 Fase 2

En un análisis por sujeto del grupo 1 se obtiene que de los quince sujetos el 26.67% tuvo un aumento significativo de la frecuencia Alpha y un porcentaje igual un aumento no significativo, sumando estos dos porcentajes tenemos un total de 53.33% de los sujetos con aumento en la frecuencia Alpha en los sensores frontales.

Con respecto a la frecuencia Theta de los quince sujetos del grupo 1 el 13.33% tuvo una disminución significativa y un 40% con una disminución no significativa, sumando estos dos porcentajes tenemos un total de 53.33% de los sujetos con disminución en la frecuencia Theta en los sensores frontales.

De manera grupal hay un aumento significativo en la frecuencia Alpha del EEG en sensores frontales y un aumento no significativo en la frecuencia Theta en los sensores frontales en el grupo 1 lo que valida el aumento de CMT en el grupo 1.

Con respecto al grupo 2, que tiene una pausa intermedia de dos minutos, correspondiendo al comportamiento entre la Fase 1 y la pausa de los diez sujetos el 10% tuvo un aumento significativo de la frecuencia Alpha y un 30% porcentaje de aumento no significativo, sumando estos dos porcentajes tenemos un total de 40% de los sujetos con aumento en la frecuencia Alpha en los sensores frontales. Del 60% restante, 20 % corresponde a una disminución significativa y 40% a una no significativa

En lo que respecta a la frecuencia Alpha de los sujetos del Grupo 2 entre Fases (F1-F2) el 50% de los sujetos tuvo un aumento (20% significativo, 30% no significativo) en la disminución (50%) el 30% fue significativa y el 20% no significativa.

Entre la pausa y la Fase 2 encontramos también que el 50% tuvo un aumento (10% significativo 40% no significativo) y el otro 50% una disminución con los mismos porcentajes (10% significativo 40% no significativo).

Correspondiendo al comportamiento entre la Fase 1 y la pausa de los diez sujetos el 10% tuvo una disminución significativa de la frecuencia Theta y un 40% no significativo, sumando estos dos porcentajes tenemos un total de 50% de los sujetos con disminución en la frecuencia Theta en los sensores frontales. Del 50% restante, 10% corresponde a un aumento significativo y 40% a uno no significativo

En lo que respecta a la frecuencia Theta de los sujetos del Grupo 2 entre Fases (F1-F2) el 60% de los sujetos tuvo una disminución (10% significativo, 50% no significativo) en el aumento (40%) el 30% fue significativo y el 10% no significativo. Entre la pausa y la Fase 2 encontramos que el 50% tuvo una disminución (20% significativa 30% no significativa) y el otro 50% un aumento con los mismos porcentajes (20% significativo 30% no significativo).

De manera grupal hay un aumento no significativo de la frecuencia Alpha en los sujetos del grupo 2 entre la fase 1 y la pausa, para después de la pausa tener una disminución no significativa entre la pausa y la fase dos, hay un aumento en la Frecuencia Alpha entre fases, pero no es significativo, con respecto a la frecuencia Theta se encontró un aumento no significativo en los sujetos del grupo 2 entre la fase 1 y la pausa, para después de la pausa tener una disminución no significativa entre la pausa y la fase dos, también entre fases hay una disminución no significativa.

Con respecto al grupo 3 en donde tenemos dos pausas, de dos minutos integradas después de 20 minutos de tarea la primera y después de los siguientes veinte minutos la segunda, nos encontramos que el 50% de los sujetos muestra un aumento no significativo

en la frecuencia Alpha en la fase 1, el 40% un aumento de la frecuencia (10% significativo) entre la fase 1 y la fase 2, para terminar también con un aumento no significativo entre el 60% de los sujetos entre la fase 2 y la fase 3. En relación con la frecuencia Theta el 60% de los sujetos muestra un aumento entre las fases uno y dos y el 50% muestra también aumento entre las fases 2 y 3.

De manera grupal los sujetos del grupo 3 presentan un aumento no significativo de la frecuencia Alpha en toda la prueba, una disminución no significativa entre fases uno y dos y para terminar un aumento no significativo entre las fases dos y tres. Con respecto a la frecuencia theta presentan un aumento no significativo en toda la prueba, una disminución no significativa entre fases uno y dos y para terminar un aumento significativo entre las fases dos y tres.

En el grupo 4 que incluyo una tarea de 80 minutos con una pausa intermedia de 5 minutos el 70% de los sujetos (20% significativamente) mostraron un aumento en la frecuencia Alpha entre la primera y la segunda fase, en comparación con el 40% de sujetos con aumento en la frecuencia Theta entre fases. De manera grupal en ambas frecuencias encontramos un aumento no significativo durante las pruebas.

Por otra parte, con respecto a la variabilidad cardiaca obtenida como mencionamos anteriormente mediante la medición del ritmo cardiaco y los factores de Demanda mental, física y temporal, esfuerzo, rendimiento y nivel de frustración correspondientes a la metodología NASA_TLX los resultados se presentan en la tabla 6.2 mismos que en conjunto con los gráficos anteriores validan la hipótesis número uno, ya que mediante el uso de estos resultados se pudo obtener la CMT de los sujetos involucrados.

Tabla 6.2 Resultados NASA-TLX

COD	G	Dem. Mental			Dem. Física			Dem. Temporal			Desempeño			Esfuerzo			Frustración			Final	HRV		HR		
		C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A		INICIAL	PRUEBA	INICIAL	PRUEBA	
1	S22	1	90	5	450	25	0	0	100	3	300	5	2	10	95	4	380	50	1	50	79.33	593.64	555.13	101.27	107.89
2	S12	3	85	5	425	0	0	0	75	4	300	25	1	25	65	2	130	65	3	195	71.67	781.08	715.17	77.17	84.66
3	S30	1	75	5	375	25	0	0	55	2	110	50	2	100	60	2	120	80	4	320	68.33	752.20	729.82	80.19	82.81
4	S36	2	50	2	100	10	0	0	75	5	375	30	2	60	55	2	110	65	4	260	60.33	699.29	677.80	86.38	89.16
5	S8	4	60	3	180	10	0	0	90	4	360	45	4	180	70	1	70	85	3	255	69.67	712.55	729.51	84.72	82.77
6	S15	2	45	3	135	5	0	0	90	4	360	35	3	105	60	1	60	100	4	400	70.67	518.90	698.34	107.07	78.23
7	S43	3	75	5	375	0	0	0	50	1	50	25	2	50	60	4	240	40	3	120	55.67	800.00	780.11	75.15	75.53
8	S41	2	75	4	300	55	0	0	85	3	255	25	1	25	55	2	110	70	5	350	69.33	700.66	686.57	86.59	87.72
9	S45	3	80	5	400	30	0	0	70	4	280	15	1	15	70	2	140	60	3	180	67.67	705.82	723.64	85.10	83.18
10	S19	3	25	3	75	5	0	0	90	5	450	70	1	70	20	2	40	75	4	300	62.33	732.24	766.83	82.44	79.05
11	S10	4	80	3	240	20	3	60	90	4	360	55	2	110	85	2	170	60	1	60	66.67	894.00	876.47	59.62	64.79
12	S26	1	15	4	60	0	1	0	25	4	100	15	4	60	40	2	80	5	0	0	20	531.20	582.75	112.58	103.89
13	S31	1	75	3	225	5	0	0	85	5	425	75	2	150	60	1	60	85	4	340	80	833.30	703.64	72.24	85.51
14	S32	3	100	5	500	25	0	0	75	3	225	25	3	75	75	3	225	40	1	40	71	703.11	689.82	85.59	87.61
15	S16	4	60	4	240	25	1	25	80	5	400	50	1	50	20	1	20	60	3	180	61	784.70	708.07	76.81	85.48
16	S42	1	70	5	350	40	1	40	75	3	225	20	4	80	40	2	80	20	0	0	51.67	462.33	636.17	114.09	90.44
17	S38	3	70	5	350	10	0	0	60	1	60	10	3	30	60	4	240	5	2	10	46	836.00	720.53	70.63	84.01

Tabla 6.2 Resultados NASA-TLX Cont....

	COD	G	Dem. Mental			Dem. Física			Dem. Temporal			Desempeño			Esfuerzo			Frustración			Final	HRV		HR	
			C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P
18	S18	2	80	5	400	15	0	0	90	4	360	15	2	30	80	3	240	35	1	35	70	807.51	763.84	74.40	78.88
19	S4	1	60	5	300	5	0	0	75	4	300	30	3	90	50	2	100	25	1	25	54.33	797.06	785.56	75.32	76.38
20	S44	1	70	4	280	45	2	90	75	3	225	10	2	20	55	4	220	50	0	0	55.67	608.67	608.67	97.20	97.20
21	S5	1	50	5	250	0	0	0	30	3	90	15	2	30	60	2	120	60	2	120	42.67	645.79	610.08	93.00	98.26
22	S3	2	50	2	100	55	3	165	30	0	0	40	5	200	55	2	110	75	3	225	53.33	752.19	817.03	80.70	73.73
23	S11	2	90	4	360	5	0	0	95	4	380	15	2	30	50	2	100	90	3	270	76	588.00	617.62	102.33	97.60
24	S33	4	90	5	450	0	0	0	75	3	225	20	3	60	90	3	270	55	1	55	70.67	698.53	713.87	87.05	84.84
25	S1	4	75	3	225	45	0	0	80	5	400	40	2	80	60	1	60	60	4	240	67	617.14	604.77	97.76	99.46
26	S29	1	65	3	195	20	0	0	85	5	425	35	2	70	65	2	130	75	3	225	69.67	738.58	685.46	81.16	88.57
27	S2	4	55	4	220	15	0	0	25	2	50	20	4	80	75	4	300	25	1	25	45	769.74	747.51	78.28	84.75
28	S21	2	80	2	160	60	0	0	95	4	380	25	4	100	90	1	90	65	4	260	66	695.80	698.01	87.24	86.90
29	S9	3	60	5	300	20	0	0	80	3	240	30	4	120	65	2	130	55	1	55	56.33	693.13	666.33	86.93	90.83
30	S14	1	45	5	225	0	1	0	20	3	60	10	4	40	20	2	40	35	0	0	24.33	658.25	794.25	74.41	76.36
31	S17	1	70	4	280	35	1	35	85	4	340	25	4	100	70	0	0	50	2	100	57	781.70	727.27	77.15	83.47
32	S25	3	85	5	425	45	0	0	95	2	190	85	3	255	80	1	80	95	4	380	88.67	705.14	701.94	85.26	86.60
33	S35	2	50	2	100	10	0	0	75	5	375	30	2	60	55	2	110	65	4	260	60.33	834.34	829.06	71.89	72.24
34	S40	3	70	4	280	0	0	0	95	5	475	15	1	15	85	2	170	80	3	240	78.67	729.98	784.78	82.33	76.80
35	S27	1	70	4	280	40	1	40	65	3	195	50	1	50	60	1	60	75	5	375	66.67	613.71	659.65	97.65	91.50

Tabla 6.2 Resultados NASA-TLX Cont....

	COD	G	Dem. Mental			Dem. Física			Dem. Temporal			Desempeño			Esfuerzo			Frustración			Final	HRV			HR	
			C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	A	C	P	
36	S28	1	70	4	280	15	0	0	45	2	90	20	3	60	85	5	425	50	1	50	60.33	695.80	698.01	87.24	86.90	
37	S20	1	50	5	250	5	0	0	70	1	70	0	3	0	0	4	0	0	2	0	21.33	664.27	606.72	90.63	99.47	
38	S24	4	60	3	180	20	0	0	75	4	300	55	3	165	75	3	225	80	2	160	68.67	822.13	837.25	73.72	70.78	
39	S37	4	60	4	240	0	1	0	60	4	240	50	1	50	70	2	140	65	3	195	57.67	796.52	844.26	75.75	68.78	
40	S39	4	55	5	275	5	0	0	65	4	260	80	2	160	50	1	50	85	3	255	66.67	577.22	692.16	100.65	86.57	
41	S34	2	85	4	340	0	1	0	85	3	255	55	2	110	95	1	95	100	4	400	80	699.59	723.53	87.07	83.06	
42	S13	2	60	5	300	15	4	60	55	1	55	65	1	65	40	1	40	65	3	195	47.67	785.38	746.69	74.22	80.09	
43	S6	3	65	4	260	5	0	0	90	5	450	45	3	135	65	2	130	25	1	25	66.67	647.19	671.26	92.09	89.88	
44	S23	1	65	2	130	0	0	0	90	3	270	30	5	150	5	1	5	65	4	260	54.33	667.75	801.29	89.76	73.60	
45	S7	4	40	5	200	0	0	0	50	4	200	15	3	45	25	2	50	50	1	50	36.33	786.88	771.71	75.02	78.04	

Los resultados de las medias de las diferentes variables involucradas en las pruebas realizadas a los 45 sujetos se presentan en la Tabla 6.3, validando aún más la hipótesis uno con respecto a la determinación de la CMT, basado en la información presentada en el marco teórico.

Tabla 6.3 Tabla con resultados generales.

	Nasa-TLX	Desempeño	EWI		HRV		HR	
			Inicial	Prueba	Inicial	Prueba	Inicial	Prueba
Grupo 1	53.7107	78.07%	0.020	0.095	667.746	676.970	89.761	89.750
Grupo 2	65.366	69.55%	0.032	0.073	708.167	725.848	85.789	82.762
Grupo 3	66.468	76.72%	0.017	0.061	733.369	722.041	82.269	83.816
Grupo 4	60.935	60.73%	0.065	0.091	745.941	752.558	80.939	80.624

6.2.1.2 Variabilidad cardiaca y su relación con la CMT

Tal como se mencionó en el marco teórico, con respecto a la variabilidad cardiaca en relación con la carga mental se buscará un índice del sistema parasimpático (PNS) bajo (negativo) y un índice del sistema nervioso simpático (SNS) alto (positivo). Los resultados tal como se mencionó con anterioridad fueron analizados con el software KUBIOS®, el cual nos arroja reportes como el que se presenta en la Figura 6.10.

HRV Analysis Results

Person: 520			Measurement info			Results for Sample		
Gender: Male	Height: 175 cm	Date: xlsx/xls	Trend removal: Smooth prior	Sample start: 00:00:01	Age: 20 years	Weight: 75 kg	Artifact corr.: none	Sample length: 00:56:51
Max HR: 107 bpm	BMI: 24.8 kg/m ²	Start time: 00:00:00	Analysis samples: 1	Beats corrected: Uncorrected	Duration: 00:56:51			

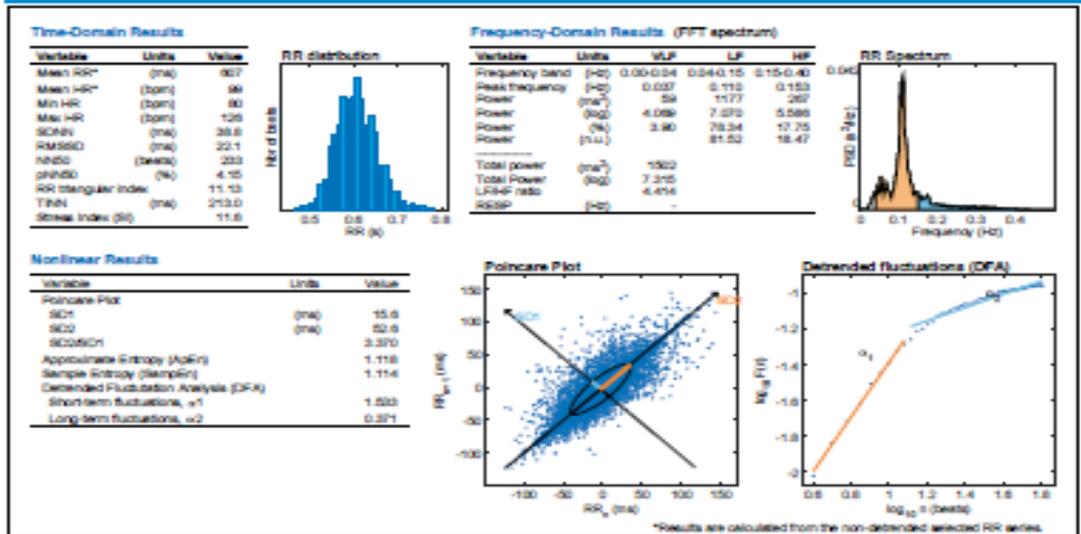
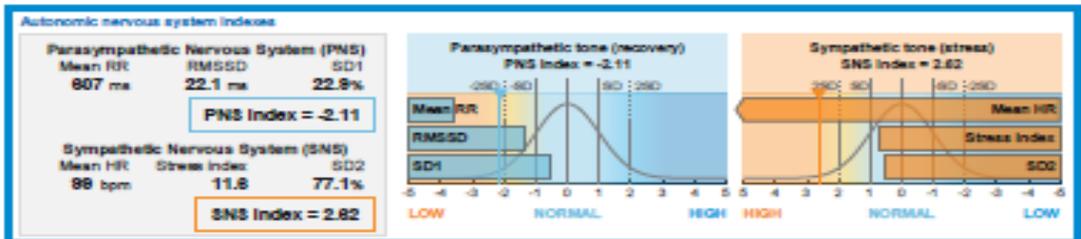
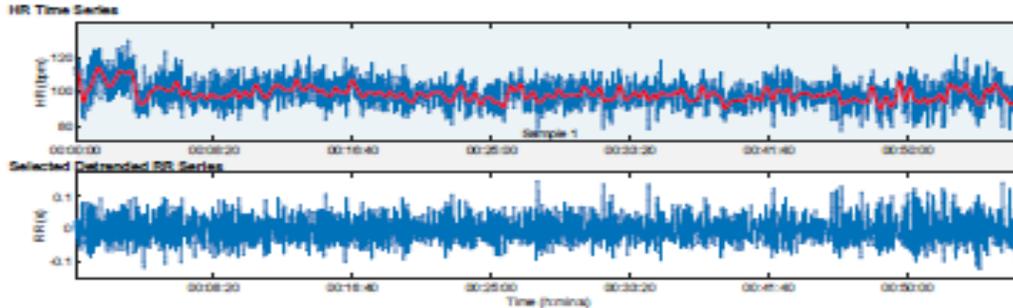


Figura 6.10 Ejemplo de Reporte Variabilidad Cardíaca (Sujeto 20)

La Tabla 6.4 presenta los resultados correspondientes a los índices PNS y SNS de los cuarenta y cinco sujetos por grupo, validando la determinación de CMT mediante la variabilidad cardíaca.

Tabla 6.4 Resultados índices PNS y SNS

GRUPO 1			GRUPO 2			GRUPO 3			GRUPO 4		
	PNS	SNS									
S22	-2.51	3.74	S36	-1.60	1.82	S12	-0.95	0.80	S8	-1.51	1.28
S30	-1.01	0.62	S15	-1.26	1.90	S43	-0.52	0.30	S10	-0.27	0.26
S26	-2.03	2.52	S41	-1.55	1.46	S45	-1.42	1.17	S16	-1.33	0.98
S31	-0.74	0.78	S18	-1.04	0.62	S19	-0.35	0.19	S33	-1.28	0.90
S42	1.76	.98	S3	-0.74	0.17	S32	-1.59	1.32	S1	-1.28	-1.88
S4	-0.82	0.35	S11	-2.14	2.26	S38	-0.94	0.78	S2	-6.01	67.34
S44	0.35	1.37	S21	-1.10	1.07	S9	-0.78	1.23	S24	-0.58	0.11
S5	-1.78	2.22	S35	-0.80	0.10	S25	-0.72	0.70	S37	-0.10	-0.19
S29	-0.91	1.13	S34	-1.10	1.07	S40	-0.68	0.40	S39	0.24	0.72
S14	-0.45	0.28	S13	-0.34	0.40	S6	-1.35	1.57	S7	-1.15	0.90
S17	-1.09	0.59									
S27	-1.64	1.81									
S28	-1.54	1.75									
S20	-2.11	2.62									
S23	-1.46	1.63									

6.2.2 Hipótesis 2.

Mediante el índice de carga mental basado en Electroencefalografía (EWI) se medirá el comportamiento cognitivo en un periodo de tiempo.

Con respecto a la carga mental obtenida en base al modelo de Choi, et al., (2018) el cual mediante la medición de señales eléctricas cerebrales (EEG) y las distintas frecuencias relacionadas y tal como se mencionó con anterioridad define el índice de carga mental de trabajo basado en electroencefalografía (EWI) como sigue:

$$EWI = \frac{\text{Frecuencia beta relativa } (\beta) + \text{Frecuencia gamma relativa } (\gamma)}{\text{Frecuencia theta relativa } (\theta) + \text{Frecuencia alpha relativa } (\alpha)}$$

en base a la formula anterior, en la Tabla 6.3 se presentan los datos relacionados con los sujetos y los resultados de la medición fisiológica de Carga mental (EWI)

Estos resultados del EWI se obtuvieron en diferentes periodos de tiempo correspondientes a los diferentes grupos y el tiempo de prueba y pausas relacionados con los diferentes grupos todo lo anterior valida la hipótesis dos, ya que estamos comprobando la medición del comportamiento cognitivo mediante el EWI durante un periodo de tiempo.

6.2.2.1 EWI y desempeño.

Se generaron gráficos de los resultados del EWI que muestran los datos obtenidos durante la tarea en relación con la media del EWI en reposo en conjunto con gráficos del desempeño de los sujetos durante la prueba, que indican los aciertos como un dígito positivo (verde) y los errores con un dígito negativo (rojo). Las figuras 6.11, 6.12, 6.13 y 6.14 son ejemplos de los gráficos anteriormente mencionados. El total de los gráficos se encuentran en el anexo 8.

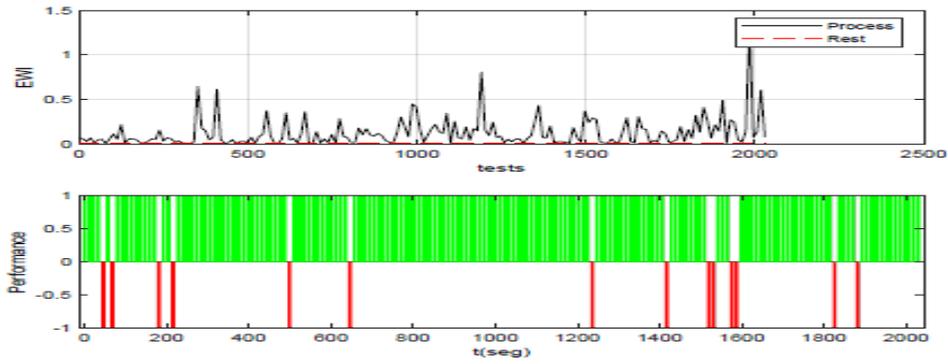


Figura 6.11 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 1 (Sujeto 22)

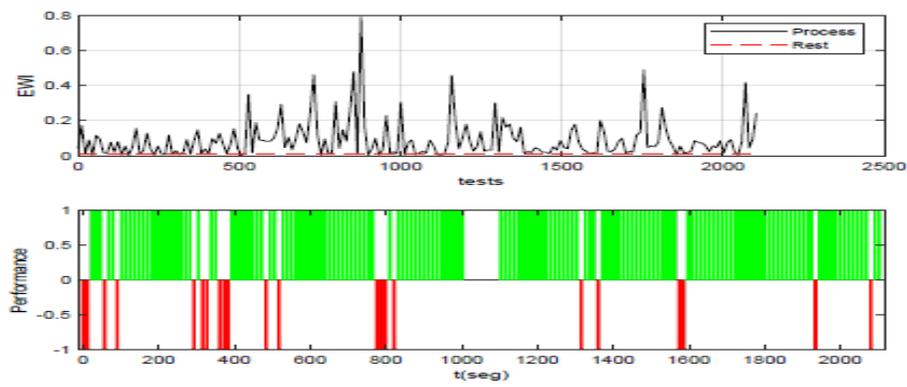


Figura 6.12 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 2 (Sujeto 41)

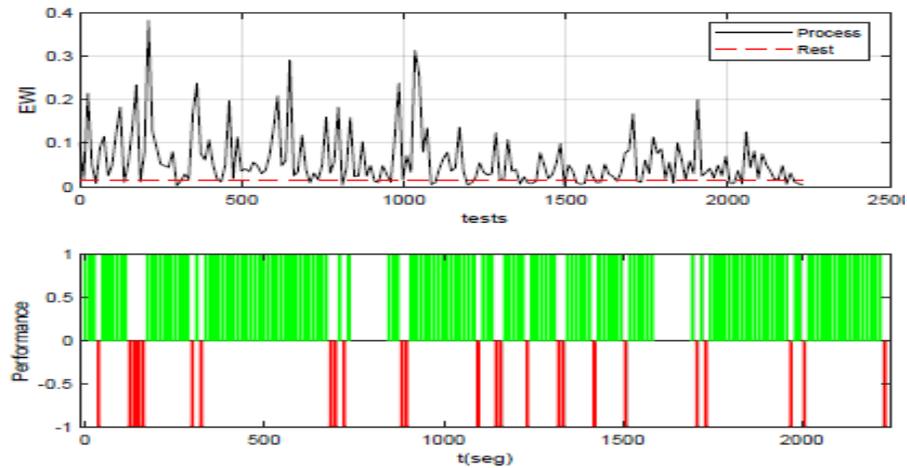


Figura 6.13 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 3 (Sujeto 12)

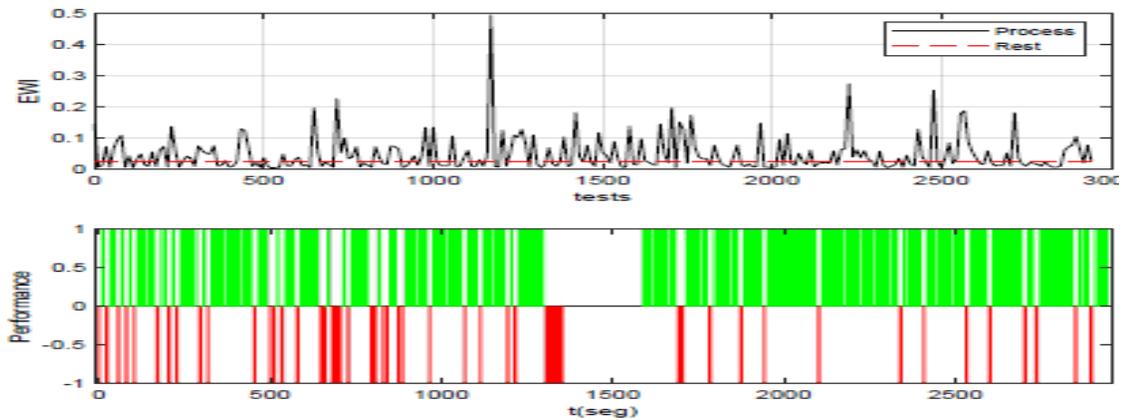


Figura 6.14 Ejemplo de Gráfico de EWI vs Desempeño Grupo 4 (Sujeto 1)

Lo anterior buscando una correlación entre los puntos de EWI altos con el bajo desempeño (errores) o viceversa puntos de EWI bajos con buen desempeño (aciertos) se pudo concluir mediante el diseño y análisis de los gráficos que no se dio tal relación entre estas variables, sin embargo se valida la hipótesis dos con respecto al medir el comportamiento cognitivo en relación en este caso con el desempeño de los sujetos en diferentes variables en un periodo de tiempo.

6.2.3 Hipótesis 3.

Basado en el comportamiento de sistemas dinámicos se obtendrá un modelo Integral apoyado en el EWI que permita visualizar el comportamiento de la carga mental en un proceso sustentable en un periodo de tiempo

6.2.3.1 Fundamento teórico

La velocidad promedio de un móvil se relaciona con el movimiento de un objeto, en este se relaciona el desplazamiento del cuerpo y el tiempo transcurrido en ese movimiento. La velocidad promedio puede también ser calculado promediando las velocidades instantáneas durante un cierto período de tiempo. Por ejemplo, el traslado en

un viaje por carretera se puede describir usando la velocidad promedio. Ese promedio se obtiene mediante la obtención de la velocidad instantánea en todos los momentos del viaje.

Hablando específicamente de sistemas eléctricos, la Potencia Instantánea está dada por el producto del voltaje por la corriente asociados con el elemento en el que se tiene interés, esto en el dominio del tiempo. La potencia instantánea es útil, ya que su valor máximo se debería limitar, esto con la finalidad de no sobrepasar la operación segura de un sistema eléctrico. También, la potencia instantánea es importante debido a de que se usa para calcular la Potencia Promedio.

La potencia consumida por un dispositivo está dada por el producto del voltaje entre las terminales del dispositivo y la corriente, ambas cantidades consideradas de forma instantánea, esto en función del tiempo.

$$p=vi$$

Se consideran conocidos el voltaje y la corriente. Si el elemento es una resistencia R , la potencia puede calcularse expresamente en términos de la corriente, o del voltaje.

$$p=vi=i^2R=v^2/R$$

Si se considera el valor promedio de la potencia instantánea, se clarifica el intervalo de tiempo sobre el que se va a tomar el promedio. Este intervalo se selecciona en forma genérica de un tiempo de t_1 al t_2 . Entonces se obtiene el valor promedio integrado $p(t)$ desde t_1 hasta t_2 y se divide el resultado entre t_2-t_1 . Esto se puede ver a continuación.

$$P = \frac{1}{t_2 - t_1} \int_{t_1}^{t_2} p(t) dt$$

El valor promedio P no está en función del tiempo, no contiene algún subíndice que lo refiere como un valor promedio. P no es una cantidad dada en función del tiempo, pero sí depende de t_1 y t_2 , que son los instantes de tiempo del intervalo de integración (Hayt & Kemmerly, 1988).

También se pueden considerar los criterios de error en Sistemas de Control. Cuando se diseña un sistema de control es necesario que este cumpla con ciertas características de

funcionamiento requeridas. Debido a que los sistemas de control son dinámicos, se pueden dar las características de funcionamiento especificando el comportamiento de la respuesta transitoria excitadas por ciertas entradas, como, por ejemplo: escalón, rampa, etc. También las especificaciones se pueden dar en función de un índice de comportamiento.

El Índice de comportamiento es una cantidad que especifica que tan “bueno” es el desempeño de un sistema. Se puede pensar que es óptimo un sistema de control si los elementos del sistema fueron seleccionados de tal forma que su índice de comportamiento sea un mínimo o un máximo. Los valores óptimos de los elementos se pueden obtener desde el índice de comportamiento deseado.

Los índices de comportamiento deben ser suficientemente selectivos: esto es, el ajuste óptimo de los valores de los elementos del sistema debe ser diferenciados del ajuste no óptimo de estos. Adicionalmente, un índice de comportamiento debería producir un valor único cero o positivo. El índice de comportamiento debería estar en función de los parámetros del sistema, y generar un mínimo o máximo. Para finalizar, un índice de comportamiento útil debe calcularse fácil, analítica y experimentalmente.

Existen varios criterios de error, los correspondientes índices de comportamiento son integrales de alguna función o función pesada del error del sistema, dada una cierta entrada. Se pueden obtener los valores de las integrales en función de los parámetros del sistema, se define el índice de comportamiento y se puede obtener el sistema óptimo seleccionando los valores de los parámetros para tener, el valor mínimo de la integral, por ejemplo.

En seguida, se analizan los siguientes índices de error de comportamiento:

$$\int_0^{\infty} e^2(t) dt$$

$$\int_0^{\infty} te^2(t) dt$$

$$\int_0^{\infty} |e(t)| dt$$

$$\int_0^{\infty} t|e(t)| dt$$

El Criterio de error cuadrático integral (CECI) es el que calcula la calidad del comportamiento por la integral mostrada abajo.

$$\int_0^{\infty} e^2(t) dt$$

Aquí, se reemplaza el límite superior ∞ por T , eligiéndolo grande para que $e(t)$ para $T < t$ sea despreciable. Un sistema óptimo es el que genera un mínimo para esa integral. Este índice de comportamiento se usa ampliamente para entradas determinísticas (como entradas escalón) así como para entradas estadísticas, esto debido a que se puede calcular con facilidad la integral analítica y experimentalmente. La integral de $e^2(t)$ de 0 hasta T corresponde al área bajo la curva total $e^2(t)$.

Este índice de comportamiento tiene la característica de que asigna peso alto a los grandes errores, y pequeño peso a los errores diminutos.

Un sistema cuando se diseña tomando en cuenta este criterio presenta una disminución rápida con un error inicial grande. Esto provoca una respuesta rápida y oscilatoria. Esto produce que el sistema tenga una estabilidad relativa pobre. El criterio de error cuadrático integral es muy práctico, debido a que produce un mínimo en el índice de comportamiento, el cual puede ser un consumo mínimo de potencia, lo cual es muy útil en ciertos sistemas, dígame los espaciales (Ogata. 1980).

6.2.3.2 Definición propia para el Índice Integral de Carga Mental basado en Electroencefalografía (EWII)

El estado mental de un sujeto puede ser considerado como un sistema dinámico, el cual no cambia de manera instantánea, sino en función del tiempo. Se puede especificar el comportamiento de un estado mental, como la carga mental, en función de un índice, como el EWI.

El Índice Integral de Carga Mental basado en Electroencefalografía (EWII) que es el modelo que se está desarrollando, es una variable que se define para indicar el comportamiento de la carga mental, esto es, la tendencia en aumento o decremento de la carga mental conforme una tarea es desarrollada por un sujeto.

El EWII se puede considerar como el valor promedio del EWI instantáneo, claro, se debe restar el EWI_R que es el EWI en reposo. El EWI_R es medido cuando no se somete al sujeto a un esfuerzo mental considerable. Se selecciona un intervalo de tiempo de 0 a t . Esto es, el intervalo de tiempo sobre el que se calcula la integral es de 0 hasta cada momento, t , en el desarrollo de la tarea. La cantidad total de pruebas en la tarea es T . Entonces puede obtenerse el valor promedio $EWII(t)$ integrado $EWI(t)-EWI_R$ desde 0 hasta t y dividiendo el resultado entre t .

$$EWII(t) = \frac{1}{t} \int_0^t (EWI(t) - EWI_R) dt \quad 0 \leq t \leq T$$

Donde:

$EWII(t)$ = Índice Integral de Carga Mental basado en Electroencefalografía.

T = Tiempo final de prueba

t = Tiempo en el que se desarrolla el evento (4 memorizas y una operación)

$EWI(t)$ = Índice de carga mental basado en electroencefalografía (EWI) que se obtuvo en el tiempo

EWI_R = EWI en reposo

6.2.3.3 Validación del Modelo con Modelo de Curva de Aprendizaje.

Para validar el modelo se generaron los resultados de EWII en conjunto con los resultados del modelo de curva de aprendizaje de Wright, como ejemplo a continuación se presenta el código de MATLAB en relación con este proceso de un sujeto del grupo 3, en el anexo 9, se adjuntan los 45 gráficos por género y grupo.

```
% Curva Aprendizaje
```

```
% G2, S3
```

```

%EWIR=0.0242
% 0          90 98          188 Index
% -----
% EWIR          EWI2      EWI3          EWIf
% 0.0242        .0709    .06513          .0366  EWI_Prom
% t1           t2  t3          tf
% .05          1528    1666          3212  t(seg)
%              EWIIa    EWIIb          EWIIc  EWII

%EWI en reposo
%EWI y tiempo final antes del reposo
%EWI y tiempo de inicio después de la pausa

%-----

%Antes del Descanso
EWIR=0.0242; EWIt2=0.0709; t1=0.05; t2=1528;
b = (log(EWIR)-log(EWIt2))/(log(t1)-log(t2))
%b=0.1041

b = (log(EWI_2E_5m)-log(EWI_Prom(90)))/(log(0.05)-log(Q(90)))

x=t2;
EWIIa = EWIR*((x+0.5)^(b+1)-(0.05)^(b+1))/(b+1)
%EWIIa = 71.8764

x=Q(90);
EWIIa = EWIR*((x+0.5)^(b+1)-(0.05)^(b+1))/(b+1)

EWIIa/t2
%0.0214

EWIIa/Q(90)

%EWI_Prom(90) = 0.0709 (de la gráfica) !Muy Cercano;

%-----

%Después del Descanso
EWIR=0.0242; EWIt3=0.06513; EWIt2=0.0709; t3=1666; t2=1528;
EWIIb= EWIR - (((EWIR-EWIt2)*t2)/t3)
%EWIIb = 0.0670

%EWIIb= EWI_2E_5m - (((EWI_2E_5m-EWIIa/Q(90))*Q(90))/Q(98))
EWIIb= EWI_2E_5m - (((EWI_2E_5m-EWI_Prom(90))*Q(90))/Q(98))
%EWIIb=0.0671

%EWI_Prom(98) = 0.0651 (de la gráfica) !Muy Cercano;

%-----

```

```

%Final
EWIR=0.0242; EWIt3=0.06513; EWItf=0.0366; t3=1666; tf=3212;
b = (log(EWIt3)-log(EWItf))/(log(t3)-log(tf))
%b=-0.8779

b = (log(EWI_Prom(98))-log(EWI_Prom(188)))/(log(Q(98))-log(Q(188)))

x=tf;
EWIIc = EWIIb*((x+0.5)^(b+1)-(0.05)^(b+1))/(b+1)
%EWIIc = 1.0848

x=Q(188);
EWIIc = EWIIb*((x+0.5)^(b+1)-(0.05)^(b+1))/(b+1)

EWIIc/tf
%0.00033772

EWIIc/Q(188)

%EWI_Prom(188) = 0.0366 (de la gráfica) !Muy Cercano;

%-----
%Programa Matlab Grupo 2, S*, Curva de Aprendizaje
load Variables;

%Antes del Descanso
b = (log(EWI_2E_5m)-log(EWI_Prom(90)))/(log(0.05)-log(Q(90)));

x=Q(90);
EWIIa = real(EWI_2E_5m*((x+0.5)^(b+1)-(0.05)^(b+1))/(b+1));

EWIIa/Q(90)
EWI_Prom(90)

%-----
%Después del Descanso
%EWIIb= EWI_2E_5m - (((EWI_2E_5m-EWIIa/Q(120))*Q(120))/Q(141));
EWIIb= EWI_2E_5m - ((EWI_2E_5m-EWI_Prom(90))*Q(90))/Q(98);

EWIIb
EWI_Prom(98)

%-----
%Final
%b = (log(EWI_Prom(98))-log(EWI_Prom(188)))/(log(Q(98))-log(Q(188)));
b = (log(EWI_2E_5m)-log(EWI_Prom(188)))/(log(0.05)-log(Q(188)));

x=Q(188);
EWIIc = real(EWI_2E_5m*((x+0.5)^(b+1)-(0.05)^(b+1))/(b+1));

EWIIc/Q(188)

```

```

EWI_Prom(188)

%-----
%Save
EWI_APa1=real(EWIIa)/Q(90);
EWI_APb1=real(EWIIb);
EWI_APc1=real(EWIIc)/Q(188);

%save('EWI_APa1','EWI_APa1');
%save('EWI_APb1','EWI_APb1');
%save('EWI_APc1','EWI_APc1');

%save Variables;
%-----
%Gráfica
ii=1:188;

figure;
plot(Q(ii),EWI_Prom(ii),'k');

hold on;
text(Q(90),EWI_Prom(90),num2str(EWI_Prom(90)),'Color','black','FontSize',12);
hold on;
text(Q(98),EWI_Prom(98),num2str(EWI_Prom(98)),'Color','black','FontSize',12);
hold on;
text(Q(188),EWI_Prom(188),num2str(EWI_Prom(188)),'Color','black','FontSize',12);

hold on; stem(Q(90),EWI_APa1,'*b');
hold on; stem(Q(98),EWI_APb1,'or');
hold on; stem(Q(188),EWI_APc1,'^g');

u=15; v=.0005;
hold on;
text(Q(90)+u,EWI_APa1+v,num2str(EWI_APa1),'Color','blue','FontSize',12);
;
hold on;
text(Q(98)+u,EWI_APb1+v,num2str(EWI_APb1),'Color','red','FontSize',12);
hold on;
text(Q(188)+u,EWI_APc1+v,num2str(EWI_APc1),'Color','green','FontSize',12);

axis([0 max(Q) min(EWI_Prom) max(EWI_Prom)]);

legend('EWII','Learning Curve');
xlabel('t (seg)');
ylabel('EWII');

```

```
title({'G2,S41'; 'EWII vs Learning Curve a'});
```

```
%saveas(gcf, 'AP_S41a.pdf'); %AP_S41b
%-----
```

Posteriormente se realizó una correlación entre los resultados del EWII y la curva de aprendizaje de Wrigth, los resultados se presentan en la Tabla 6.5, como se puede observar existe una alta correlación en los resultados generales de todos los grupos, solamente en el grupo 3 género hombres (n=3) no encontramos correlación alta antes de las pausas y con los resultados finales se considera esto puede deberse a que la muestra es muy pequeña.

Tabla 6.5 Resultados correlación entre EWII y Curva de Aprendizaje.

Correlación de Pearson r=

	GRUPO 1			GRUPO 2			GRUPO 3			GRUPO 4		
	Mujeres	Hombres	Todos									
EWI II vs CA	0.988	0.966	0.963									
AP1 EWI II vs CA				0.962	0.918	0.923	0.954	0.434	0.875	0.987	0.997	0.983
DP1 EWI II vs CA				0.999	0.999	0.998	0.999	0.999	0.994	0.996	0.997	0.994
AP2 EWI II vs CA							0.950	0.107	0.881			
DP2 EWI II vs CA							1.000	1.000	1.000			
EWI II vs CA Final				0.963	0.902	0.924	0.963	0.466	0.903	0.945	0.997	0.99

EWI II = Índice Integral de Carga Mental usando electroencefalografía

CA = Curva de Aprendizaje

AP1 = Antes de la primera pausa

DP1 = Después de la primera pausa

AP2 = Antes de la segunda pausa

DP2 = Después de la segunda pausa

Todo lo anterior valida la hipótesis tres en relación con la obtención de un modelo Integral apoyado en el EWI que permite visualizar el comportamiento de la carga mental en un proceso sustentable en un periodo de tiempo.

6.2.4 Hipótesis 4.

El índice de carga mental será menor con pausas laborales que sin pausas.

Para la validación de esta hipótesis se utilizó en un inicio el análisis de bloques divididos tanto con los resultados finales de la medición subjetiva (NASA-TLX) como con la medición fisiológica EEG y el EWI obtenido a partir de la misma. En la Tabla 6.6 se presentan los datos relacionados con la medición subjetiva NASA-TLX

Tabla 6.6 Esquematación de diseño a campo de participantes a bloques divididos con los resultados de la NASA-TLX

A	1				2				3			
B/C	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4
C1	79.33	68.33	20.0	69.67	51.67	54.33	55.67	67	69.67	24.33	57.0	67.51
C2	80.0	60.33	71.67	66.67	42.67	70.67	62.33	45.0	66.67	69.33	56.33	36.33
C3	60.33	70.0	55.67	61.0	21.33	53.33	71.0	67.51	66.67	76.0	88.67	67.51
C4	70.67	66.0	67.67	70.67	54.33	60.33	46.0	67.51	67.67	80.0	78.67	67.51

A continuación, se presenta el código y los resultados relacionado con la corrida inicial según los datos presentados en la Tabla 6.4

```
%Experimentos Factoriales: Diseño de parcelas de bloques divididos
%investigación Carga Mental
%NANCY IVETTE ARANA DE LAS CASAS
% Se trata de un experimento de 3 bloques donde se probaron los efectos
de
% 4 tiempos (60 minutos, 30 minutos x 2, 20 minutos x 3 y 40 minutos x
2 )
% y 4 pausas (0 minutos, 2 minutos, 2x2 minutos y 5 minutos)
% La variable respuesta fue el valor de la metodología NASA-TLX por
sujeto.
% El diseño usado fue bloques divididos al azar en donde las variantes
de aplicación
% se aplicaron a los grupos. Las mediciones fueron las siguientes:
```

```

% Bloque          1          2          3
% B      1      2      3      4      1      2      3      4      1      2      3
4
% C1  79.33 68.33 20  69.67 51.67 54.33 55.67 67  69.67 24.33 57
67.51
% C2  80    60.33 71.67 66.67 42.67 70.67 62.33 45  66.67 69.33
56.3336.33
% C3  60.33 70    55.67 61  21.33 53.33 71  67.51 66.67 76 88.67
67.51
% C4  70.67 66    67.67 70.67 54.33 60.33 46  67.51 67.67 80 78.67
67.51

%[]

% A=Bloque=3;
% B=Tiempo de Tarea=4;
% C=Pausas=4;

C1=[79.33 80.0 60.33 70.67,...
    68.33 60.33 70.0 66.0,...
    20.0 71.67 55.67 67.67,...
    69.67 66.67 61.0 70.67,...
    51.67 42.67 21.33 54.33,...
    54.33 70.67 53.33 60.33,...
    55.67 62.33 71.0 46.0,...
    67.0 45.0 67.51 67.51,...
    69.67 66.67 66.67 67.67,...
    24.33 69.33 76.0 80.0,...
    57.0 56.33 88.67 78.67,...
    67.51 36.33 67.51 67.51]';

C2=[1*ones(1,16) 2*ones(1,16) 3*ones(1,16)]';

C3a=[1*ones(1,4) 2*ones(1,4) 3*ones(1,4) 4*ones(1,4)];
C3=[C3a C3a C3a]';

C4a=1:4;
%C4=[C4a C4a C4a C4a]';
C4= repmat(C4a,1,12)';

%X=[C1 C4 C2 C3];
X=[C1 C2 C3 C4];%ojo
%X=[C1 C2 C4 C3];
%X=[C1 C3 C2 C4];
%X=[C1 C4 C3 C2];
%X=[C1 C3 C4 C2];
Ssplitplot(X,.05);

%Number of blocks are: 3
%Number of levels of factor 1 are: 4
%Number of levels of factor 2 are: 4

```

%Number of main plots P are:12
 %Number of sub-plots SP are:16

%Analysis of Variance Table for the Standard Split-Plot Design.

```

%-----
%-----
%SOV                SS          df          MS          F          P
Conclusion
%-----
%-----
%Model              6191.790      23         269.208      1.700      0.1019      NS
%Main Plots         2890.679      11
%A(Blocks)          915.984        2         457.992      1.422      0.3122      NS
%B                  42.565         3          14.188      0.044      0.9865      NS
%E.Main Plots(AB)  1932.130        6         322.022
%C                  568.250         3         189.417      1.196      0.3323      NS
%BC                 2732.861        9         303.651      1.918      0.0979      NS
%E.Sub-Plots       3799.534       24         158.314
%Total              9991.323       47
%-----
%-----
  
```

%With a given significance of: 0.05
 %According to the P-value, the source of variations could be
 significant (S) or
 %not significant (NS).

Según los resultados obtenidos se concluye que no existe una diferencia significativa entre los valores NASA-TLX obtenidos con los diferentes tiempos y pausas involucrados en la investigación.

Con respecto a los resultados fisiológicos basados en EEG en la Tabla 6.5 se presentan los datos relacionados con los resultados del EWI, de acuerdo con un análisis estadístico enfocado a bloques divididos.

Tabla 6.5 Esquematación de diseño a campo de participantes a bloques divididos con los resultados de la EWI

A	1				2				3			
B/C	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4	B1	B2	B3	B4
C1	.1230	.0614	.064	.097	.0543	.1631	.1102	.0448	.0459	.0555	.0332	.1317
C2	.1961	.1087	.0613	.0963	.0105	.0024	.0508	.1556	.0432	.0888	.0648	.0884
C3	.0366	.0631	.0975	.0832	.3904	.0609	.0396	.0984	.1287	.0183	.044	.06087
C4	.0377	.1579	.0098	.0668	.037	.0926	.0712	.0476	.0949	.0983	.041	.0909

A continuación, se presenta el código y los resultados relacionado con la corrida en Matlab según los datos presentados en la Tabla 6.5

```
%Experimentos Factoriales: Diseño de parcelas de bloques divididos
%investigación Carga Mental
%NANCY IVETTE ARANA DE LAS CASAS
% Se trata de un experimento de 3 bloques donde se probaron los efectos
de
% 4 tiempos (60 minutos, 30 minutos x 2, 20 minutos x 3 y 40 minutos x
2 )
% y 4 pausas (0 minutos, 2 minutos, 2x2 minutos y 5 minutos)
% La variable respuesta fue el valor de la metodología correspondiente
a carga mental EWI por sujeto.
% El diseño usado fue un bloque dividido al azar en donde las variantes
de aplicación
% se aplicaron a los grupos. Las mediciones fueron las siguientes:

% Bloque          1          2          3
% B      1      2      3      4      1      2      3      4      1      2      3
4
% C1      .1230 .0614 .064 .097 .0543 .1631 .1102 .0448 .0459 .0555.0332
.1317
% C2      .1961 .1087 .0613.0963.0105 .0024 .0508 .1556 .0432 .0888.0648
.0884
% C3      .0366 .0631 .0975.0832.3904 .0609 .0396 .0984 .1287 .0183.044
.06087
% C4      .0377 .1579 .0098.0668.037 .0926 .0712 .0476.09497.0983 .041
.09098

%[]
```

```

% A=Bloque=3;
% B=Tiempo de Tarea=4;
% C=Pausas=4;

C1=[.1230 .1961 .0366 .0377,...
     .0614 .1087 .0631 .1579,...
     .064 .0613 .0975 .0098,...
     .097 .0963 .0832 .0668,...
     .0543 .0105 .3904 .037,...
     .1631 .0024 .0609 .0926,...
     .1102 .0508 .0396 .0712,...
     .0448 .1556 .0984 .0476,...
     .0459 .0432 .1287 .09497,...
     .0555 .0888 .0183 .0983,...
     .0332 .0648 .044 .041,...
     .1317 .0884 .06087 .09098]';

C2=[1*ones(1,16) 2*ones(1,16) 3*ones(1,16)]';

C3a=[1*ones(1,4) 2*ones(1,4) 3*ones(1,4) 4*ones(1,4)];
C3=[C3a C3a C3a]';

C4a=1:4;
%C4=[C4a C4a C4a C4a]';
C4=repmat(C4a,1,12)';

%X=[C1 C4 C2 C3];
X=[C1 C2 C3 C4];%ojo
%X=[C1 C2 C4 C3];
%X=[C1 C3 C2 C4];
%X=[C1 C4 C3 C2];
%X=[C1 C3 C4 C2];
Ssplitplot(X,.05);

%Number of blocks are: 3
%Number of levels of factor 1 are: 4
%Number of levels of factor 2 are: 4
%Number of main plots P are:12
%Number of sub-plots SP are:16

%Analysis of Variance Table for the Standard Split-Plot Design.
%-----
%-----
%SOV                SS          df          MS          F          P
Conclusion
%-----
%Model              0.062         23          0.003         0.546         0.9242
NS
%Main Plots         0.019         11
%A(Blocks)         0.003          2          0.002         2.229         0.1888
NS

```

%B	0.012	3	0.004	5.589	0.0358
S					
%E.Main Plots (AB)	0.004	6	0.001		
%C	0.003	3	0.001	0.215	0.8848
NS					
%BC	0.040	9	0.004	0.897	0.5427
NS					
%E.Sub-Plots	0.118	24	0.005		
%Total	0.180	47			

%With a given significance of: 0.05					
%According to the P-value, the source of variations could be					
significant (S) or					
%not significant (NS).					

Según los resultados obtenidos se concluye que no existe una diferencia significativa entre los valores NASA-TLX obtenidos con los diferentes tiempos sin embargo si existe una diferencia significativa entre los grupos con las respectivas pausas involucrados en la investigación con un nivel de significancia de .05.

Basándonos en los resultados generales presentados en la tabla 6.3 se puede observar que el EWI es menor (no estadísticamente significativo) con pausas laborales que sin pausas, este también se valida, ya que el 0.095 obtenido en el grupo 1 es el EWI más elevado de los cuatro grupos, seguido por el del grupo cuatro lo que nos puede indicar que pausas más largas en periodos de trabajo relativamente cortos pueden ser no tan recomendables en lo que se refiere a CMT.

En los resultados mostrados también se puede ver que en el grupo sin pausas existe una percepción subjetiva menor de la CMT que en los grupos con pausas, de hecho, la percepción más alta de CMT está en el grupo que incluyó dos pausas.

En relación con el desempeño, el mejor fue el de los sujetos del grupo uno los mismos que mostraron un EWI más alto, sin embargo, por otra parte, el grupo tres muestra el segundo desempeño más alto de los grupos y el EWI más bajo por lo cual no se puede generalizar en los resultados relativos al desempeño.

En concordancia con los que se mencionó en el marco teórico en relación con que la variabilidad de la frecuencia cardíaca es menor en relación con la carga mental (Heine, et al., 2017; Mandrick, et al., 2016; Teo et al., 2015) podemos ver en la Tabla 6.1 que la HRV del grupo 1 es la menor lo que valida que el grupo uno tengo la carga mental más alta lo mismo pasa con el Ritmo Cardíaco.

De manera general en la tabla 6.4 podemos observar que los valores más altos de SNS están en el grupo uno que no tiene pausas (Promedio = 1.4926) y en contraste este mismo grupo tiene los valores más bajos de PNS (Promedio = -1.0653), lo que sustenta la hipótesis cuatro de que las tareas sin pausas son más estresantes, en comparación el grupo cuatro que tenía la pausa de mayor tiempo (cinco minutos) presenta los valores de SNS más bajos y PNS más altos, en relación con la variabilidad cardíaca.

7. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES.

7.1 CONCLUSIONES

Tal como se mencionó repetidamente en esta investigación en los nuevos ambientes laborales de hoy en día, el aumento de la Carga Mental de Trabajo ha aumentado significativamente, los trabajadores se enfrentan a Sistemas Hombre-Máquina altamente flexibles, y por lo tanto cambiantes, y en consecuencia la cantidad de información que el trabajador recibe aumenta, así como la demandas de su atención, todo esto con el fin de evitar defectos en los productos o servicios que se ofrecen y/o accidentes, lo anterior como efecto implica una carga mental mayor en los trabajadores. Derivado de esto en la ergonomía es crítico entender como la CMT influye en el desempeño de los trabajadores, y más importante aún, que podemos hacer como ergónomos para medir la carga mental y posteriormente disminuir los efectos negativos de la misma (Young, 2015) buscando impactar directamente en las metas de producción sustentables de las organizaciones.

En esta investigación se diseñó una interfaz basada en tareas Dual-N back con el fin de generar carga mental, posteriormente se realizó la medición de la CMT en cuarenta y cinco sujetos; de manera subjetiva con la metodología NASA-TLX y de manera fisiológica (objetiva) mediante EEG y HRV.

La interfaz fue validada con en relación con su capacidad para generar carga mental a nivel bajo, mediano y alto; lo anterior se demostró estadísticamente mediante la diferencia significativa ANOVA entre los resultados obtenidos en diez sujetos que realizaron dos pruebas en cada nivel (bajo, mediano, alto) para un total de sesenta pruebas.

Posteriormente se tomó la decisión de generar una interfaz que incluyo solamente tareas Dual N Back que generan alta carga mental, basados en la validación de la GUI diseñada, se obtuvo como anteriormente se mencionó la participación de cuarenta y cinco sujetos obteniendo los resultados de las pruebas fisiológicas y subjetiva, mediante la obtención de estos resultados estamos validando la hipótesis número uno de que, mediante la medición de las variables de ondas cerebrales, variabilidad cardiaca, esfuerzo mental y

físico, demanda temporal esfuerzo, rendimiento y nivel de frustración se está obteniendo la CMT. De la misma manera mediante el EWI se está midiendo el comportamiento cognitivo en un periodo de tiempo (Hipótesis 2).

Como resultados de la medición subjetiva utilizando la aplicación de la NASA-TLX encontramos que en el grupo sin pausas existe una percepción subjetiva menor de la CMT que en los grupos con pausas, de hecho, la percepción más alta de CMT está en el grupo que incluyo dos pausas, lo cual no está en relación con las hipótesis establecidas pero, si en acuerdo a como la percepción de los trabajadores con respecto a la CMT puede ser no percibida directamente por los trabajadores, lo cual no implica que no esté presente y afectando la capacidad laboral de los mismos.

En relación con la medición EEG se tomó la decisión de utilizar el Índice de Carga mental basado en Electroencefalografía (EWI) de Ciao (2018), al analizar los resultados obtenidos se puede inferir que con respecto a la cuarta hipótesis referente a que el EWI será menor con pausas laborales que sin pausas, esta es validada, ya que el resultado del EWI del grupo sin pausas es el más elevado de los cuatro grupos, seguido por el del grupo con la pausa más larga lo que nos puede indicar que pausas más extensas en periodos de trabajo relativamente cortos pueden ser no tan recomendables en lo que se refiere a CMT.

Con respecto a la Variabilidad Cardíaca (HRV) se pudo observar que los valores más altos del índice de estrés (SNS) se encontraron en el grupo sin pausas, lo que sustenta la hipótesis de que las tareas sin pausas son más estresantes, y validando lo anterior el grupo con la pausa más larga presentó los valores de SNS más bajos y PNS más altos.

En este trabajo se obtuvo un modelo integral que permite la medición de carga mental de trabajo basado en electroencefalografía (Hipótesis 3), sustentado en un modelo anterior y agregando la parte integral que permite ver las tendencias de aumento de carga mental, dicho modelo pudo ser validado por su alta correlación estadística con el modelo de curva de aprendizaje que existe desde hace tiempo, sin embargo comúnmente en relación con el tiempo o el costo relacionado con el proceso productivo, no con la carga mental impuesta en los trabajadores.

7.2 RECOMENDACIONES

Se considera necesario ahondar en el aspecto de la medición de la carga mental en ambientes de manufactura actuales en donde cada vez es más importante incidir en los aspectos psicosociales de los trabajadores lo cual permite una mayor sustentabilidad en los procesos productivos, cuidando al recurso más trascendental, el recurso humano, pero al mismo tiempo aumentado la productividad de las organizaciones.

De la misma manera es necesario validar el modelo generado en otros ambientes generadores de carga mental, lo cual permitiría una sustentación mayor del modelo con respecto a las tendencias de CMT a la que pueden estar expuestas los trabajadores.

8. BIBLIOGRAFIA

- Abdelkhalek, H. A., Refaie, H. S., & Aziz, R. F. (2020). Optimization of time and cost through learning curve analysis. *Ain Shams Engineering Journal*, 1069-1082.
- Aguilar Landin, R., Rosero Echeverria, M., & Ugalde Vicuña, J. (2017). CURVAS DE APRENDIZAJE APLICADO A LA PRODUCCION DE CAMIONETAS. *V Congreso Virtual Internacional sobre Transformación e innovación en las organizaciones*, (pp. 107-119).
- Al Madi, N., Peng, S., & Rogers, T. (2022). Assessing Workload Perception in Introductory Computer Science Projects using NASA-TLX. *SIGCSE 2022* (pp. 1-8). Providence, RI, USA: Association for Computing Machinery.
- Albuquerque, I., Tiwari, A., Gagnon, J.-F., Lafond, D., Parent, M., Tremblay, S., & Falk, T. (2018). On the Analysis of EEG Features for Mental Workload Assessment During Physical Activity. *IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* (pp. 538-543). IEEE Xplore.
- Allender, L. (2000). Modeling Human Performance: Impacting System Design, Performance and Cost. . *Proceedings of the Military, Government and Aerospace Simulation Symposium* (pp. 139-144). Washington, D.C.: M. Chinni.
- Alte, D. (2016). *Control of a robotic arm using a low-cost BCI*. Technische Universität Darmstadt.
- Amanipour, R., Nazeran, H., Reyes, I., Franco, M., & Haltiwanger, E. (2012). The Effects of Blood Glucose Changes on Frequency-domain Measures of HRV Signal in Type 1 Diabetes. *IEEE Xplore*, 50-54.
- Anderson, J., & Matessa, M. (1998). The rational analysis of categorization and the ACT-R architecture. Em M. &. Oaksford, *Rational Models of cognition* (pp. 197-217). Oxford University Press.

- Apud, E. (2012). Ergonomics in Mining: The Chilean Experience. *Human Factors Vol. 54 No. 6*, 901-907.
- Aranda, C., de la Cruz, B., & Naranjo, J. (2017). Effects of different automatic filters on the analysis of heart rate variability with Kubios HRV software. *Arch Med Deporte*, 196-200.
- Arrabito, G., Ho, G., Aghaer, B., Burns, C., & Hou, M. (2015). Sustained Attention in Auditory and Visual. *Human Factors*, 1403-1416.
- Arrabito, R., Ho, G., Aghaei, B., & Burns, C. (2015). Sustained Attention in Auditory and Visual Monitoring Tasks: Evaluation of the Administration of a Rest Break or Exogenous Vibrotactile Signals. *HUMAN FACTORS Vol. 57, No. 8.*, 1403–1416.
- Atashfeshan, N., & Razavi, H. (2017). Determination of the Proper Rest Time for a Cyclic Mental Task using ACT-R Architecture. *Human Factors*, Vol. 59, No. 2, pp. 299-313.
- Atici-Ulusu, H., Dila, Y., Taskapilioglu, O., & Gunduz, T. (2021). Effects of augmented reality glasses on the cognitive load of assembly operators in the automotive industry. *International Journal of Computer Integrated Manufacturing*, 487-499.
- Ayaz, H., Izzetoglu, M., Izzetoglu, K., & Onaral, B. (2018). Chapter 3 - The use of Functional Near-infrared Spectroscopy in Neuroergonomics. *Neuroergonomics*, 17-25.
- Balderrama, C. O., Flores, J. d., Lara, J., & Soto, L. (2019). Exceeding the recommended energy limits due to age and gender in occupational aerobic workloads. Em A. Realyvázquez, A. A. Maldonado-Macías, & K. C. Arredondo, *Advanced Macroergonomics and Sociotechnical Approaches for Optimal Organizational Performance* (pp. 128-142). Hershey, PA, USA: IGI Global.

- Banville, H., Parent, M., Tremblay, S., & Falk, T. H. (2019). Toward mental Workload Measurement Using Multimodal EEG-fNIRS Monitoring. *Neuroergonomics*, 245-246.
- Bari, B. A., Chokshi, V., & Schmidt, K. (11 de 12 de 2019). *Locus coeruleus-norepinephrine: basic functions and insights into Parkinson's disease*. Fonte: Neural Regeneration Research: <http://www.nrronline.org>
- Baumgartner, D., Fischer, T., Riedl, R., & Dreiseitl, S. (2019). Analysis of Heart Rate Variability (HRV) Feature Robustness for Measuring Technostress (NeuroIS Retreat 2018). Em F. D. Davis, R. Riedl, J. vom Brocke, P.-M. Leger, & A. B. Randolph, *Information Systems and Neuroscience* (pp. 221-228).
- Beltrán-Velasco, A. I., Bellido-Esteban, A., Ruisoto-Palomera, P., Herrera-Mendoza, K., & Clemente-Suárez, V. J. (2019). The Effect of Cultural Differences in Psychophysiological Stress Response in High Education Context: A Pilot Study. *Applied Psychophysiology and Biofeedback*.
- Bhatia, N., & Murrell, F. (1969). An industrial Experiment in organized rest pauses. *Human Factors*, 167-174.
- Blasche, G., Pasalic, S., Baubock, V.-M., Haluza, D., & Schoverberger, R. (2017). Effects of Rest-Break Intention on Rest-Break Frequency and work-related Fatigue. *HUMAN FACTORS*, 289-298.
- Blâsing, D., & Bornewasser, M. (2021). Influence of Increasing Task Complexity and Use of Informational Assistance System on Mental Workload. *Brain Sciences*, 1-19.
- Bommer, S. C., & Fendley, M. (2018). A theoretical framework for evaluating mental workload resources in human systems design for manufacturing operations. *International journal of Industrial Ergonomics*, 7-17.

- Brookhuis, K., & de Waard, D. (2010). Monitoring drivers' mental workload in driving simulators using physiological measures. *Accident Analysis & Prevention*, 898-903.
- Buchwald, M., & Juklewics, M. (2017). Project and evaluation EMG/EOG Human-Computer interface. *Przegląd Elektrotechniczny*, 128-132.
- Cai, Z., Wu, Q., Huang, D., Ding, L., Yu, B., Law, R., . . . Fu, S. (2016). Cognitive state recognition using wavelet singular entropy and ARMA entropy with AFPA optimized GP classification. *Neurocomputing*, 29-44.
- Cardona-Arbeláez, D. A., Del Río-Cortina, J. L., Romero-Severiche, A. K., & Lora-Guzmán, H. (2019). La curva de aprendizaje y su contribución al desempeño del talento humano en las organizaciones: una revisión teórica. *Rev.investig.desarro.innov.*, 37-51.
- Carr, G. (1946). Peacetime cost estimating requires new learning curves. *Aviation*, 76-77.
- Carro, R., & González, D. (2012). *Productividad y Competitividad*. Mar de Plata, Argentina: Universidad Nacional de Mar de Plata.
- Castaldo, R., Melillo, P., & Pecchia, L. (2015). Acute Mental Stress Detection via Ultra-short term HRV Analysis. *World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering* (pp. 1068-1071). Toronto, Canada: Springer International Publishing.
- Castaldo, R., Xu, W., Melillo, P., Pecchia, L., Santamaria, L., & James, C. (2016). Detection of Mental Stress due to Oral Academic Examination via Ultra-short-term HRV Analysis. *IEEE Xplore*, 3805-3808.
- Castle, H., & Leggatt, H. (2002). *Instantaneous self assessment (SA) validity & reliability*. Adavamces Tecnology Centre, .
- Castro, E., Múnera, J., Sanmartín, M., Valencia, N., & González, E. (2011). Efectos de un programa de pausas activas sobre la percepción de desórdenes músculo-

esqueleticos en trabajadores de la Universidad de Antioquia. *Revista educación física y deporte 30:1*, 389-399.

Ceballos-Vázquez, P., Rolo-González, G., Hernández-Fernaud, E., Díaz-Cabrera, D., Paravic-Klijn, T., Burgos-Moreno, M., & Barriga, O. (2016). Validación de la Escala Subjetiva de Carga mental de trabajo (ESCAM) en profesionales de la salud de Chile. *Universitas Psychologica*, 261-270.

Cepeda Arias, F. P. (2017). Tesis. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN PROGRAMA DE SALUD OCUPACIONAL EN EL PERSONAL ADMINISTRATIVO DEL GOBIERNO AUTONOMO DESCENTRALIZADO MUNICIPAL DEL CANTON GUAMOTE MEDIANTE LA APLICACION DE PAUSAS ACTIVAS PARA MEJORAR LA SATISFACCION LABORAL. Riobamba, Ecuador: Universisas Nacional de Chimborazo Vicerrectorado de Posgrado e Investigacion.

Chakrabarty, S., KrishnenduSarkar., S., Samrat, D., Tamal, D., Kalpita, M., Subhashia, S., & Gangopadhyay, S. (2016). Impact of rest breaks on musculoskeletal discomfort of Chikan. *Journal of Occupational Health*, 1-25.

Charles, R., & Nixon, J. (2019). Measuring mental workload using Physiological measures: A systematic review. *Applied Ergonomics*, 221-232.

Chi, C.-F., Cheng, C.-C., Shih, Y.-C., Sun, I.-S., & Chang, T.-C. (2019). Learning rate and subjective mental workload in five truck driving tasks. *Ergonomics*, 1-19.

Choi, K. M., Min Lee, s., Su Ha, J., & Hyun Seong, P. (2018). Development of an EEG-bases workload measurement method in nuclear power plants. *Annals of Nuclear Energy*, 595-607.

Christophe, E., Frey, J., Kronland-Martinet, R., Micoulaud-Franchi, J.-A., Mladenovi´c, J., Mougin, G., . . . Aramaki, M. (2018). Evaluation of a congruent auditory feedback for Motor Imagery BCI. *7th International BCI meeting* (pp. 1-4). Asilomar, Unites States: HAL.

- Cinaz, B., Arnrich, B., La Marca, R., & Tröster, G. (2013). Monitoring of mental workload levels during an everyday life office-work scenario. *Pers Ubiquit Comput*, 17:229-239.
- Cohen, M. (2014). *Analyzing Neural Time Series Data - Theory and Practica*. Cambridge, Massachusetts: The MIT Press.
- Cooper, G. E., & Harper Jr., R. P. (1969). *The Use of Pilot Rating in the Evaluation of Aircraft Handling Qualities*. Advisory Group for Aerospace Research & Development.
- Correa, A. (2018). *Neuroergonomía: una ciencia sobre el cerebro*. Granada, España: Universidad de Granada.
- Cowan, C., Girdner, J., Majdic, B., Barrella, E., Anderson, R., & Watson, M. K. (2018). Validating the use of B-Alert Live Electroencephalography in Measuring Cognitive Load with the NASA Task Load Index. *2018 ASEE Southern Section Conference*. American Society for Engineering Education.
- Crawford, J. (1944). *Learning Curve, ship curve, ratios, related data*. Ockheed Aircraft Corporation.
- Cruz Espinoza, B. S. (2017). Tesis. *MODELO PARA DETERMINAR LA INCIDENCIA DE LA CARGA MENTAL DE TRABAJO EN EL DESEMPEÑO LABORAL DE LOS TRABAJADORES DE LA EMPRESA CONALVISA EN LA CIUDAD DE RIOBAMBA, EN EL AÑO 2016*. Riobamba, Ecuador: Universidad Nacional de Chimborazo.
- Davis, J. U. (2018). *The Gender Generator: Towards a machine-empathy interface for the evocatio of gender dysphoria symptoms*. Hanover, New Hampshire: Dartmouth College.
- De la Riva, J. (2018). Diseño del trabajo. Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico de Ciudad Juárez. Libro elaborado en Periodo Sabático. México No. registro: 03-2022-061714475800-01

- Dehais, F., Lafont, A., Roy, R., & Fairclough, S. (2020). A Neuroergonomics Approach to Mental Workload, Engagement and Human Performance. *Frontiers in Neuroscience*, 1-17.
- Di Pasquale, V., Miranda, S., Iannone, R., & Riemma, S. (2015). An HRA-based simulation model for the optimization of the rest breaks configurations in human-intensive working activities. *International Federation of Automatic Control (IFAC)* (pp. 332-337). Ottawa, Canada: Elsevier.
- Duque Lopez, V. P. (2015). Las pausas activas como estrategia para el control de la fatiga. QUITO: UNIVERSIDAD CENTRAL DEL ECUADOR.
- Eccles, J. A., Beacher, F. D., Gray, M. A., Jones, C. L., Minati, L., Harrison, N. A., & Critchley, H. D. (2012). Brain structure and joint hypermobility: relevance to the expression of psychiatric symptoms. *The British Journal of Psychiatry*, 508-209.
- Entremont, L. (2019). *Brain-Computer Interfaces - conjunctions between two worlds*. Bundesrealgymnasium Innsbruck .
- Estes, S. (2015). The workload curve: Subjective Mental Workload. *Human Factors Vol. 57 No. 7*, 1174-1187.
- Fairclough, S. H., & Ewing, K. (2017). The effect of task demand and incentive on neurophysiological and cardiovascular markers of effort. *International Journal of Psychophysiology*, 58-66.
- Fallahi, M., Motamedzade, M., Heidarimoghadam, R., Soltanian, A. R., & Miyake, S. (2016). Effects of mental workload on physiological and subjective responses during traffic density monitoring: A field study. *Applied Ergonomics*, 95-103.
- Fang, W., Liu, Y., Guo, B., & Zhang, Y. (2015). OCC Controller workload evaluation model and application. *Procedia Manufacturing*, 3246-3253.

- Faure, V., & Benguigui, N. (2016). The effects of driving environment complexity and dual tasking on drivers' mental workload and eye blink behavior. *Transportation Research Part F: Traffic Psychology and Behaviour*, 78-90.
- Fisher, D., Andres, R., Airth, D., & Smith, S. (1993). Repetitive motion disorders: The design of optimal rate-rest profiles. *Human Factors*, 283-304.
- Frey, J. (2016). Comparison of a consumer grade EEG amplifier with medical grade equipment in BCI applications. *International BCI meeting*. Asilomar, USA: HAL.
- Galy, E., Paxion, J., & Berthelon, C. (2018). Measuring mental workload with the NASA-TLX needs to examine each dimension rather than relying on the global score: an example with driving. *Ergonomics, Volume 61*, 517-527.
- Garcia, M.-G., Laubli, T., & Martin, B. J. (2018). Muscular and Vascular Issues Induced by prolonged standing with different work-rest cycles with active or passive breaks. *Human Factors*, 806-821.
- Gargiulo, G. D., Bifulco, P., Cesarelli, M., McEwan, A., Nikpour, A., Jin, C., . . . Hamilton, T. J. (2019). Fully Open-Access Passive Dry Electrodes BIOADC: Open-Electroencephalography (EEG) Re-Invented. *Sensors*, 1-16.
- Georgiou, K. E., Dimov, R. K., Boyanov, N. B., Zografos, K. G., Larentzakis, A. V., & Marinov, B. L. (2019). Feasibility of a New Wearable Device to Estimate Acute Stress in Novices During High-fidelity Surgical Simulation. *Folia Med (Plovdiv)*, 49-61.
- Ghanbary-Sartang, A., Ashnagar, M., Habibi, E., & Sadeghi, S. (2016, 5(4)). Evaluation of Rating Scale Mental Effort (RSME) effectiveness for mental workload assessment in nurses. *Journal of Occupational Health and Epidemiology JOHE*, 211-217.
- Giacorno, A. (2018). *Novel system for detection of pattern reversal visual evoked potentials*. Torino, Italy: Politecnico Di Torino.

- Giles, D., Draper, N., & Neil, W. (2016). Validity of the Polar V800 heart rate monitor to measure RR intervals at rest. *Eur J Appl Physiol*, 563-71.
- Gil-Monte, P. (2012). Riesgos Psicosociales en el trabajo y Salud Ocupacional. *Rev Peru Med Exp Salud Publica*, 237-41.
- Goos, P. (3 de 9 de 2021). *EconPapers*. Fonte: The usefulness of optimal design for generating blocked and split-plot response surface experiments: <https://econpapers.repec.org/paper/antwpaper/2005033.htm>
- Gore, B. F. (2018). Workload and fatigue. Em *Space Safety and Human Performance* (pp. 53-86). Butterworth Heinemann.
- Graham, S. A., Jeste, D. V., Lee, E. E., Wu, T.-C., Tu, X., Kim, H.-C., & Depp, C. A. (2019). Associations Between Heart Rate Variability Measured with a Wrist-Worn Sensor and Older Adults' Physical Function: Observational Study. *JMIR Mhealth and Uhealth*.
- Grassmann, M., Vlemincx, E., von Leupoldt, A., & Van den Bergh, O. (2017). Individual differences in cardiorespiratory measures of mental workload: An investigation of negative affectivity and cognitive avoidant coping in pilot candidates. *Applied Ergonomics*, 274-282.
- Hafeez, M. A., Shakil, S., & Jangsher, S. (2018). Stress Effects on Exam Performance using EEG.
- Haji, F. A., Rojas, D., Childs, R., de Ribaupierre, S., & Dubrowski, A. (2015). Measuring cognitive load: performance, mental effort and simulation task complexity. *Medical Education* 49, 815-827.
- Han, Y., Zhu, L., Zhang, Y., Li, L., Zheng, W., Guo, J., & Che, Y. (2018). Study on Mind Controlled Robotic Arms by Collecting and Analyzing Brain Alpha Waves. *Advances in Intelligent Systems Research*, 145-149.

- Hart, S. G. (2006). NASA-TASK LOAD INDEX (NASA-TLX); 20 YEARS LATER. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 50th Annual Meeting - 2006* (pp. 904-908). San Francisco, Calif.: Human Factors and Ergonomics Society.
- Hart, S. G., & Staveland, L. E. (1988). Development of NASA-TLX (Task Load Index): Results of Empirical and Theoretical Research. *Advances in Psychology*, 139-183.
- Haslam, R., & Waterson, P. (2013). Ergonomics and Sustainability. *Ergonomics*, 56:3, 343-347.
- Heine, T., Lenis, G., Reichensperger, P., Beran, T., Doessel, O., & Demi, B. (2017). Electrocardiographic features for the measurement of drivers' mental workload. *Applied Ergonomics*, 31-43.
- Helton, W. S. (2004). Validation of a Short Stress State Questionnaire. *Proceedings of the Human Factors and Ergonomics Society 48th Annual Meeting* (pp. 1238-1242). Human Factors and Ergonomics Society.
- Hidalgo-Muñoz, A. R., Mouratille, D., Matton, N., Causse, M., Rouillard, Y., & El-Yagoubi, R. (2018). Cardiovascular correlates of emotional state, cognitive workload and time-on-task effect during a realistic flight simulation. *International Journal of Psychophysiology*, 62-69.
- Hsu, F.-W., Lin, C. J., Lee, Y.-H., & Chen, H.-J. (2016). Effects of elevation change on mental stress in high voltage transmission tower construction workers. *Applied Ergonomics*, 101-107.
- Huang, S., Li, J., Zhang, P., & Zhang, W. (2018). Detection of mental fatigue state with wearable ECG devices. *International Journal of Medical Informatics*, 39-46.
- Huang, Y. (2016). How to Design Internet of Things to Encourage Office Workers to Take More Regular Micro-Breaks. *ECCE'16*. Nottingham, United Kingdom.

- IEA Technical Information. (04 de 03 de 2019). *Human Factors and Sustainable Development*. Fonte: International Ergonomics Association: <http://www.iea.cc/>
- Janousek, O., Ronzhina, M., Scheer, P., Nováková, M., Provazník, I., & Kolárová, J. (2010). HRV in Isolated Rabbit Hearts and In Vivo Rabbit Hearts. *Computing in Cardiology*, 923-926.
- Jasiulewics-Kaczmarek, M., & Saniuk, A. (2015). Human Factors in Sustainable Manufacturing. *Access to the Human Environment and Culture. Universal Access in Human-Computer Interaction. UAHCI 2015*. (pp. 444-455). Switzerland: Springer International.
- Jeyhani, V., Mahdiani, S., Peltokangas, M., & Vehkaoja, A. (2015). Comparison of HRV Parameters Derived from Photoplethysmography and Electrocardiography Signals. *IEEE Xplore*, 5952-5955.
- Jiang, L., Stocco, A., Losey, D. M., & Abernethy, J. A. (2019). *BrainNet: A Multi-Person Brain-to-Brain Interface for Direct Collaboration Between Brains*. www.nature.com. Fonte: Nature.
- Jiménez, R., Cárdenas, D., González-Anera, R., Jiménez, J. R., & Vera, J. (2018). Measuring mental workload: ocular astigmatism aberration as a novel objective index. *Ergonomics*, 506-516.
- Juliano, J. M., Spicer, R. P., Lefebvre, S., Jann, K., Ard, T., Santarnecchi, E., . . . Sook-Lei, L. (19 de June de 2019). Fonte: bioRxiv: <https://www.biorxiv.org/content/10.1101/578682v2>
- Käthner, I., Wriessnegger, S., Müller, G., Kübler, A., & Halder, S. (2014). Effects of mental workload and fatigue on the P300, alpha and theta band power during operation of an ERP (P300) brain-computer interface. *Biological Psychology 102*, 118-120.

- Klonowicz, T. (1995). Mental Workload and Health: A Latent Threat. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 130-136.
- Knight, J., Vanderaa, L., Bressan, N., & Naseri, E. (2018). the Neura-Feat Powered exoskeleton; Design and control. *2018 CMBEC41 Conference* (pp. 1-4). Charlottetown PE: The Canadian Medical and Biological Engineering / La Societe Canadienne de Genie Biomedical.
- Kochu Therisa Beena, K., & Sony, M. (2022). Student workload assessment for online learning: An empirical analysis during Covid-19. *Cogent Engineering*, 9:1, 1-18.
- Kostenko, A., Rauffet, P., Chauvin, C., & Coppin, G. (2016). A Dynamic close-looped and multidimensional model for Mental Workload evaluation. *IFAC-PapersOnLine 49-19* (pp. 549-554). Elsevier Ltd.
- Kudrynski, K., Strumillo, P., & Ruta, J. (2011). Computer Software tool for heart rate variability (HRV), T-wave alternans (TWA) and heart rate turbulence (HRT) analysis form ECGs. *Med Sci Monit*, 63-71.
- Kuhnel, J., Zacher, H., De Bloom, J., & Bledow, R. (2017). Take a break; Benefits of sleep and short breaks for daily work engagement. *European Journal of Work and Organizational Psychology*, 481-491.
- Kujawińska, A., Vogt, K., & Wachowiak, F. (2015). Ergonomics as Significant Factor of Sustainable Production. Em A. K. Paulina Golińska, *Technology Management for Sustainable Production and Logistics* (pp. 193-203). Springer Berlin Heidelberg.
- Lakhan, P., Banluesombatkul, N., Changniam, V., Dhithijaiyratn, R., Leelaarporn, P., Boonchieng, E., . . . Wilaiprasitporn, T. (2019). Consumer Grade Brain Sensing for Emotion Recognition. *IEEE Sensors Journal*, 9896-9907.
- Latiff, A. (2005). La "Curva de Aprendizaje". Qué es y cómo se mide. *Revista Urología Colombiana*, XIV(1), 15-17.

- Li, L.-p., Liu, Z.-g., Zhu, H.-y., Zhu, L., & Huang, Y.-c. (2019). Functional near-infrared spectroscopy in the evaluation of urban rail transit drivers' mental workload under simulated driving conditions. *Ergonomics*, 1-14.
- Lim, J., & Kwok, K. (2015). The effects of varying Break Length on Attention and Time on Task. *Human Factors*, 472-481.
- Liu, T., Pelowski, M., Pang, C., Zhou, Y., & Cai, J. (2016). Near-infrared spectroscopy as a tool for driving research. *Ergonomics*, 368-379.
- López López, M. L. (31 de MAYO de 2017). TESIS. *CARGA MENTAL Y SU RELACIÓN CON VARIABLES SOCIODEMOGRAFICAS, LABORALES DE SALUD, EN TRABAJADORES DE UNA ADMINISTRACION PUBLICA LOCAL*. Murcia: Universidad Catolica de Murcia.
- Low, P. (18 de Octubre de 2021). *Introducción al sistema nervioso autonomo*. Fonte: Manual MSD: <https://www.msmanuals.com/es-mx/hogar/enfermedades-cerebrales,-medulares-y-nerviosas/trastornos-del-sistema-nervioso-aut%C3%B3nomo/introducci%C3%B3n-al-sistema-nervioso-aut%C3%B3nomo>
- Lugmaña Solis, S. A. (2017). Tesis. *“LA PAUSA ACTIVA PARA REDUCIR EL ESTRÉS LABORAL EN LOS FUNCIONARIOS DE LA SECRETARÍA NACIONAL DE PLANIFICACIÓN Y DESARROLLO 3 CENTRO”*. Ambato, Ecuador: Universidad Tecnica de Ambato.
- Luque-Casado, A., Perales, J. C., Cárdenas, D., & Sanabria, D. (2016). Heart rate variability and cognitive processing: The autonomic response to task demands. *Biological Psychology 113*, 83-90.
- Macías Rivera, M., & Rocha Romero, R. (2016). Medición De Carga Mental De Trabajo En La Industria Automotriz en Mexico. *European Scientific Journal*, 92-112.

- Maior, H. A., Wilson, M. L., & Sharples, S. (2018). Workload Alerts—Using Physiological Measures of Mental Workload to provide feedback during tasks. *ACM Transactions on Computer-Human Interactions*, 30.
- Maldonado Rivera, P. O. (2016). Tesis. *Diseño de un sistema para la prevención de problemas de estrés laboral de funcionarios de la UCLA basado en pausas activas*.
- Maldonado, A. (21 de 05 de 2019). *Estrés laboral y porqué ahora la STPS norma a las empresas atenderlo*. Fonte: Revista Forbes México: <https://www.forbes.com.mx/estres-laboral-y-porque-es-normativo-atenderlo/>
- Mamunes, A. P., Campisano, F., Martin, J., Scaglioni, B., Mazomenos, E., Valdastrì, P., & Obstein, K. L. (2021). Magnetic flexible endoscope for colonoscopy: an initial learning curve analysis. *Endos Int Open* 2021, 171-180.
- Mandrick, K., Peysakhovich, V., Rémy, F., Lepron, E., & Causse, M. (2016). Neural and psychophysiological correlates of human performance under stress and high mental workload. *Biological Psychology*, 62-73.
- Mansikka, H., Simola, P., Virtanen, K., Harris, D., & Oksama, L. (2016). Fighter pilots' heart rate, heart rate variation and performance during instrument approaches. *Ergonomics* 59:10, 1344-1352.
- Mansikka, H., Virtanen, K., & Harris, D. (2018). Comparison of NASA-TLX scale, Modified Cooper-Harper scale and mean inter-beat interval as measures of pilot mental workload during simulated flight tasks. *Ergonomics*.
- Marinescu, A. C., Sharples, S., Campbell Ritchie, A., Sánchez López, T., McDowell, M., & Morvan, H. P. (2018). Physiological Parameter Response to Variation of Mental Workload. *Human Factors*, 32-56.
- Marinescu, A., Sharples, S., Ritchie, A. C., Sanchez Lopez, T., & McDowell, M. (2016). Exploring the Relationship between Mental Workload, Variation in Performance

and Physiological Parameters. *IFAC International Federation of Automatic Control* (pp. 591-596). Elsevier Ltd.

Martin, A. I., Toledo, C., Mercado, J. A., Vera, Vera, A., Leija, L., & Gutierrez, J. (2018). Evaluation of dry electrodes for sEMG recording. *2018 GLOBAL MEDICAL ENGINEERING PHYSICS EXCHANGES/PAN AMERICAN HEALTH CARE EXCHANGES (GMEPE / PAHCE)*. Porto, Portugal: IEEE.

Massaro, S., & Pecchia, L. (2019). Heart Rate Variability (HRV) Analysis: A Methodology for Organizational Neuroscience. *Organizational Research Methods*, 354-393.

mathworks. (11 de Noviembre de 2020). *Matlab*. Fonte: www.mathworks.com: https://www.mathworks.com/help/matlab/matlab_prog/use-a-matlab-timer-object.html

Matthews, G., Joyner, L., Gilliland, K., Campbell, S., Falconer, S., & Huggins, J. (1999). Validation of a Comprehensive Stress State Questionnaire: Towards a State 'Big Three'? Em I. Mervielde, I. J. Deary, D. De Fruyt, & F. Ostendorf, *Personality psychology in Europe* (pp. 335-350). Tilburg: Tilburg University Press.

Matthews, G., Reinerman-Jones, L., Barber, D., & Abich IV, J. (2015). The Psychometrics of Mental Workload: Multiple measures are sensitive but divergent. *Human Factors*, 125-143.

McMahon, M., & Schukat, M. (2018). A low-cost, Open-Source, BCI-VR Game control development environment Prototype for Game based Neurorehabilitation. *IEEE Games, Entertainment, Media Conference (GEM)* (pp. 1-8). 114-121: IEEE.

Mefford, J. M., Kahle, S., Gupta, S., Tancredi, D., Danielson, A. R., & Clarke, S. O. (2019). Heart Rate Variability and Acute Stress Among Novice Airway Managers. *AEM Education and Training*, 292-295.

Mehler, B., Reimer, B., & Wang, Y. (2011). A Comparison of Heart Rate and Heart Rate Variability Indices in Distinguishing Single-Task Driving and Drivind Under

Secondary Cognitive Workload. *PROCEEDINGS of the Sixth International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design* (pp. 590-598). Iowa: University of Iowa.

Mehta, R. K., & Parasuraman, R. (23 de December de 2013). *Neuroergonomics: a review of applications to physical and cognitive work*. Fonte: *Frontiers in Human Neuroscience*:

<https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fnhum.2013.00889/full>

Mehta, R., & Parasuraman, R. (2013). Neuroergonomics: A Review of Applications to Physical and Cognitive Work. *Frontiers in Human Neuroscience*, 1-11.

Memon, S. A., Waheed, A., Basaklar, T., & Ider, Y. Z. (2018). Low-Cost Portable 4-Channel Wireless EEG Data Acquisition System for BCI Applications. *IEEE*, 1-4.

Meneses-Claudio, B., & Roman-gonzalez, A. (2018). Study of the Brain Waves for the differentiation of Gamers category between a Newbie and a Hardcore in the game Dota 1. *IEEE*.

Meneses-Claudio, B., Alvarado-Diaz, W., & Roman-Gonzalez, A. (2018). Differentiation of Brain Waves from the Movement of the upper and Lower extremities of the Human Body. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA)*, 485-489.

Merrill, N., Curran, M. T., Gandhi, S., & Chuang, J. (2019). One-Step, Three-Factor Passthought Authentication with Custom-Fit, In-Ear EEG. *Frontiers in Neuroscience*, 1-13.

Miadenovic, J., Cauchard, J. R., & Frey, J. (2018). Disimo: Anchoring Our Breath. *Extended Abstracts of the 2018 CHI Conference on Human Factors in Computing Systems* (pp. 1-4). Montreal, QC, Canada: ACM Digital Library.

- Midha, S., Maior, H., Wilson, M., & Sharples, S. (2021). Measuring Mental Workload Variations in Office Work Tasks using fNIRS. *International Journal of Human-Computer Studies*, 1-9.
- Miller, S. (2001). *Literature Review: Workload Measures*. Iowa City: National Advanced Driving Simulator .
- Mistry, K. S., Pelayo, P., Anil, D. G., & George, K. (2018). An SSVEP Bases Brain Computer Interface System to Control Electric Wheelchairs. *IEEE Instrumentation and Measurement Society*, 1-6.
- Mohammadian, M., Parsaei, H., Mokarami, H., & Kazemi, R. (2022). Cognitive demands and mental workload: A field study of the mining control room operators. *Heliyon* 8, 1-6.
- Monori, F., & Oniga, S. (2018). Processing EEG signals acquired from a consumer grade BCI device. *Carpathian Journal of Electronic and Computer Engineering* , 29-34.
- Montgomery, D. (2017). *Design and Analysis of Experiments*. John Wiley & Sons, Inc.
- Moreno, C. M., Masmela, D. M., Villanueva, K., Romero, L. A., & Palacio, A. Y. (2018). *MODELO ESTRATEGICO INTEGRAL PARA LOS PROCESOS DE SALUD OCUPACIONAL CON ENFASIS EN GESTION DEL CONOCIMIENTO DE LA EMPRESA A ME FRANGANCIAS E INSUMOS*. BOGOTÁ: UNIVERSAS NACIONAL ABIERTA Y A DISTANCIA.
- Mylona, K., Goos, P., & Jones, B. (2014). Optimal Design of Blocked and Split-Plot Experiments for Fixed Effects and Variance component Estimation. *Technometrics*, 132-144.
- Naciones Unidas. (1987). *Informe de la Comisión Mundial sobre el Medio Ambiente y el Desarrollo. Brundtland*. New York: Naciones Unidas.
- Nadima, H. M. (2014). CD de Monografías. *Regimenes de Trabajo y Descanso*. Matanzas, Cuba: Universidad de Matanzas "Camilo Cienfuegos".

- Nagasawa, T., Masui, K., Doi, H., Ogawa-Ochiai, K., & Tsumura, N. (2022). Continuous estimation of emotional change using multimodal responses from remotely measured biological information. *Artificial life and Robotics*, 19-28.
- Nakphet, N., Chaikumarn, M., & Janwantanakul, P. (2014). Effect of Different Types of Rest-Break Interventions on Neck and Shoulder Muscle. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 339-353.
- NASA Ames Research Center. (1988). NASA . Fonte: NASA TASK LOAD INDEX (TLX): <https://ntrs.nasa.gov/archive/nasa/casi.ntrs.nasa.gov/20000021487.pdf>
- Nieto, J. (2014). Enfermedades laborales, una pandemia que requiere prevención. *Medicina y Seguridad del Trabajo*, , 60(234), 1-3. Fonte: Enfermedades laborales, una pandemia que requiere prevención.: <https://dx.doi.org/10.4321/S0465-546X2014000100001>
- Notaro, G. M., & Diamond, S. G. (2018). Simultaneous EEG, eye-tracking, behavioral, and acreen-capture data during online German language learning. *Data in Brief*, 1937-1943.
- Nygren, T. E. (1991). Psychometric Properties of Subjective Workload Measurement Techniques: Implications for Their Use in the Assessment of Perceived Mental Workload. *Human Factors*, 33(1), 17-33.
- Ogawa, T., Takahashi, M., & Kawashima, R. (2016). Human Cognitive Control Mode Estimation Using JINS MEME. *IFAC* (pp. 331-336). Science Direct.
- Olivas-Padilla, B. E., & Chacon-Murguia, M. I. (2019). Classification of multiple motor imagery using deep convolutional neural networks and spatial filters. *Applied Soft Computing Journal*, 461-472.
- Oliver, L. (2016). *Work Breaks, Employee Morale, and Satisfaction in the Restaurant Industry*. Minneapolis: Walden University.

- ORGANIZACION INTERNACIONAL DEL TRABAJO. (28 de O4 de 2016). *International Labour Organization*. Fonte: Estrés en el trabajo: Un reto colectivo: https://www.ilo.org/wcmsp5/groups/public/---ed_protect/---protrav/---safework/documents/publication/wcms_466549.pdf
- Organización Internacional del Trabajo. (2017). *Riesgos psicosociales, estrés y violencia en el mundo del trabajo*. Ginebra, Suiza: OIT.
- Orlandi, L., & Brooks, B. (2018). Measuring mental workload and physiological reactions in marine pilots: building bridges towards redlines of performance. *Applied Ergonomics*, 74-92.
- Orsila, R., Virtanen, M., Luukkaala, T., Tarvainen, M., Karjalainen, P., Viik, J., . . . Nygard, C.-H. (2015). Perceived Mental Stress and Reactions in Heart Rate Variability - A pilot Study Among Employees of an Electronics Company. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics*, 275-283.
- Osama, M., Jan, M. B., & Darain, H. (2015). A randomized controlled trial comparing the effects of rest breaks and exercise breaks in reducing musculoskeletal discomfort in static workstation office workers. *Ann Allied Health Science*, 1 (2): 44-48.
- O'Sullivan, M., Gomez, S., O'Shea, A., Salgado, E., Huillea, K., Mathieson, S., . . . Temko, A. (2019). *Neonatal EEG Interpretation and Decision Support Framework for Mobile Platforms*.
- Paas, F. G. (1992). Training strategies for attaining transfer of problem-solving skill in statistics: A cognitive-load approach. *Journal of Educational Psychology*, 429-434.
- Padiri, G. R. (2018). *Using EEG to Assess Programming Expertise against Self-reported Data*. Iowa State University Capstones.
- Parak, J., & Korhonen, I. (2014). Evaluation of Wearable Consumer Heart Rate Monitors Bases on Photoplethysmography. *IEEE Xplore*, 3670-3673.

- Parasuraman R., D. D. (1977). *A Taxonomic Analysis of Vigilance Performance*. Fonte: Mackie R.R. (eds) *Vigilance*. NATO Conference Series, vol 3.: https://doi.org/10.1007/978-1-4684-2529-1_26
- Parasuraman, R. (2003). Neuroergonomics: research and practice. *Theories Issues in Ergonomics Science*. Vol. 4, 5-20.
- Parasuraman, R., & Rizzo, M. (2007). *Neuroergonomics*. New York: Oxford University Press.
- Parasuraman, R., & Rizzo, M. (2007). *Neuroergonomics - The brain at Work*. New York: Oxford University Press, Inc.
- Park, S., Jeong, S., & Myung, R. (2018). Modeling of multiple sources of workload and time pressure effect with ACT-R. *International Journal of Industrial Ergonomics* 63 , 37-48.
- Pathirana, S., Paranawithana, I., Perera, M., & C De Silva, A. (2018). An In-depth Study of SSVEP Signals against stimulus frequency and distance to the stimulus. *Moratuwa Engineering Research Conference (MERCOn)* (pp. 60-65). Katubedda, Sri Lanka: University of Maratuwa.
- Pei-Chi, H., Po-Hao, C., & Po-Chih, K. (2018). Educational Model Based on Hands-on Brain-Computer Interface: Implementation of Music Composition using EEG. *2018 IEEE International Conference on Systems, Man, and Cybernetics* (pp. 982-985). IEEE.
- Pejtersen, J. H., Kristensen, T. S., Borg, V., & Bjorner, J. B. (2010). The second version of the Copenhagen Psychosocial Questionnaire. *Scandinavian Journal of Public Health*, 8-24.
- Pelayo, P., Murthy, H., & George , K. (2018). Brain-Computer Interface Controlled Robotic Arm to Improve Quality of Life. *IEEE International Conference on Healthcare Informatics* (pp. 398-399). New York, USA: IEEE.

- Pérez-Hernandez, E. (21 de 11 de 2014). *Desarrollo de los procesos atencionales*. Fonte: [www.researchgate.net: https://www.researchgate.net/publication/39576811](https://www.researchgate.net/publication/39576811)
- Pfurtscheller, G., Scherer, R., & Neuper, C. (2007). EEG-Based Brain-Computer Interface. Em R. Parasuraman, & M. Rizzo, *Neuroergonomics - The Brain at Work* (pp. 315-328). New York: Oxford University Press.
- Pickup, L., Wilson, J. R., Norris, B. J., Mitchell, L., & Morrisroe, G. (2005). The Integrated Workload Scale (IWS): A new self-report tool to assess railway signaller workload. *Applied Ergonomics*, 681-693.
- Pineda-Carrillo, M. A. (10 de 2017). Proyecto de Investigación . *ELABORACION DE UNA GUIA DE PAUSAS ACTIVAS PARA REDUCIR EL ESTRÉS Y PREVENIR LAS ENFERMEDADES LABORALES PARA LOS TRABAJADORES DEL AREA DE POSCOSECHA EN LA EMPRESA TURIS AGRO NELPO S.A D.M.Q.* Quito, Ecuador.
- Raksit Y R, M., & Rajesh, N. (2017). Biometric Authentication of PC by Using EEG Signals. *International Journal of Emerging Technology in Computer Science & Electronics (IJETCSE)*, 28-35.
- Ramadan, M. Z., Ahmed, A. M., & AvdElgawad, A. E. (2017). Effect of Organized and -self-Managed breaks on performance, physiological, and subjective measures in data entry, vigilance, and cognitive tasks. *American Journal of Engineering Research (AJER)*, 21-27.
- Ramzan, Q., & Shidlovskiy, S. (2018). Evolution of the Brain Computing Interface (BCI) and Proposed Electroencephalography (EEG) Signals Bases Authentication Model. *VIII International Scientific and Practical Conference "Information and Measuring Equipment and Technologies" (IME&T 2017)*. MATEC Web of conferences.
- Rashid, U., Niazi, I. K., Signal, N., & Taylor, D. (2018). An EEG Experimental Study Evaluating the Performance of Texas Instruments ADS1299. *Sensors*, 1-18.

- Redlinger, E., & Shao, C. (2021). Comparing brain activity in virtual and non-virtual environments: A VR & EEG study. *Measurement: Sensors*, 1-5.
- Reid, G. B., & Nygren, T. E. (1988). The Subjective workload assessment technique: A scaling procedure for measuring mental workload. *Advances in psychology*, 185-218.
- Rizzo, L., Dondio, P., Delany, S. J., & Longo, L. (2016). Modeling Mental Workload Via Rule-Based Expert System: A Comparison with NASA-TLX and Workload Profile. *IFIP International Conference on Artificial Intelligence Applications and Innovations* (pp. 215-229). Springer, Cham.
- Rodríguez Hernández, A. M., Tinjaca Cristancho, L. M., & Torres López, H. D. (2020). *Diseño De Programa De Pausas Activas Para Riesgos Laborales En Geohidráulicas*. Bogotá: Corporación Universitaria Minuto de Dios.
- Rodríguez-Liñares, L., Lado, M. J., Vila, X. A., Méndez, A. J., & Cuesta, P. (2014). gHRV: Heart rate variability analysis made easy. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 26-38.
- Rosli, N. I., Rahman, M. A., Balakrishnan, M., Mazlan, S. A., & Zamzuri, H. (2017). The Fusion of HRV and EMG Signals for Automatic Gender Recognition during Stepping Exercise. *TELKOMNIKA*, 756-762.
- Rössler, W. (2012). Stress, burnout, and job dissatisfaction in mental health workers. *Eur Arch Psychiatry Clin Neurosci* 262 (Supp 2), 65-69.
- Rubio, S., Díaz, E., Puente, J. M., & Puente, J. M. (2004). Evaluation of Subjective Mental Workload: A comparison of SWAT, NASA-TLX, and Workload Profile Methods. *Applied Psychology: An international Review*, 61-86.
- Rubio-Valdehita, S., López-Nuñez, M. I., López-Higes, R., & Díaz-Ramiro, E. M. (2017). Development of the CarMen-Q Questionnaire for mental workload assessment. *Psicothema*, 570-576.

- Ruiz-Rabelo, J. F., Navarro-Rodriguez, E., Di-Stasi, L. L., Diaz-Jimenez, N., Cabrera-Bermon, J., Diaz-Iglesias, C., . . . Briceño-Delgado, J. (2015). Validation of the NASA-TLX Score in Ongoing Assessment of Mental Workload during a Laparoscopic Learning Curve in Bariatric Surgery. *Obesity Surgery*, 2451-2456.
- Rupp, M. A., Sweetman, R., Sosa, A. E., Smither, J. A., & McConnell, D. S. (2017). Searching for Affective and Cognitive Restoration: Examining the Restorative Effects of Casual Video Game Play. *HUMAN FACTORS*, 1096-1107.
- Rusnock, C. F., & Borghetti, B. J. (2018). Workload profiles: A continuous measure of mental workload. *International Journal of Industrial Ergonomics* 63, 49-64.
- Rusnock, C., Borghetti, B., & McQuaid, I. (2015). Objective-Analytical Measures of Workload – the Third Pillar of Workload Triangulation? *International Conference on Augmented Cognition* (pp. 124-135). Los Angeles, CA, USA: Schmorrow.
- Salgado-Burruezo, E. (2018). *Android Implementation of a Visualisation, Sonification and AI-Assisted Interpretation of Neonatal EEG*. Barcelona: Universitat Politecnica de Catalunya.
- Sastry, R. V., Aravind, R., Panwar, G., Indrapriyadarsini, S., & Ramakrishnan, A. G. (2016). Automatic User Customized Brain Switch. *IEEE*.
- Schmidt, M.-A. (2018). *Valuing Flexibility: A Model of Discretionary Rest Breaks*. Toronto: University of Toronto.
- SECRETARIA DEL TRABAJO Y PREVISION SOCIAL. (s.d). *autogestion.stps.gob.mx*. Fonte: Información sobre Accidentes y Enfermedades de Trabajo Nacional 2005-2016: <http://autogestion.stps.gob.mx:8162/pdf/2015/Nacional%202005-2016.pdf>
- Secretaria del Trabajo y Previsión Social. (2017). *Seguridad y Salud en el Trabajo en México: Avances, retos y desafíos*. Ciudad de Mexico.: Secretaria del Trabajo y Previsión Social.

- Shakouri, M., Ikuma, L. H., Aghazadeh, F., & Nahmens, I. (2018). Analysis of the sensitivity of heart rate variability and subjective workload measures in a driving simulator: The case of highway work zone. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 136-145.
- Shariar, A., Monowara, S. M., Islam, S. U., & Noor Jawad, M. J. (2021). BRAINWAVE ASSISTIVE SYSTEM FOR PARALYZED INDIVIDUALS. *ITU Journal on Future and Evolving Technologies*, 1-12.
- Shi, Y., Li, F., Liu, T., Beyette, F. R., & Song, W. (2018). Dynamic Time-frequency Feature Extraction for Brain Activity Recognition. *IEEE*, 3104-3107.
- Shivappa, V. K., Luu, B., Solis, M., & George, K. (2018). Home Automation System using Brain Computer Interface Paradigm based on Auditory Selection Attention. *IEEE*.
- Sindhu, G., & Sankar, P. (2014). Design of an ECGacquisition device for the non-linear analysis of Heart Rate Variability (HRV). *IEEE Xplore*.
- Singh, B., & Bharti, N. (2015). Software tools for Heart Rate Variability Analysis. *International Journal of Recent Scientific Research*, 3501-3506.
- Singh, S., Aghazadeh, F., & Ray, T. G. (2015). Interation of Physical and Mental Work. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomics (JOSE)*. Vol. 8, 451-463.
- Sollers, J. J., & Thayer, J. F. (2011). A user-friendly application for the extraction of kubios HRV output to an optimal format for statistical analysis. *Biomedical sciences instrumentation*.
- Spielberg, C. D., Gorsuch, R. L., & Lushene, R. E. (1970). *The State-Trait Anxiety Inventory*. . Palo Alto, California: Consulting Psychologists Press.
- Spielberger, C. D., Gonzalez-Reigosa, F., Martinez-Urrutia, A., Natalicio, L. F., & Natalicio, D. S. (1971). Development of the Spanish Edition of the State-Trait Anxiety Inventory. *Interamerican Journal of Psychology*, 145-158.

- Sridhar, S., Ramachandraiah, U., Sathish, E., Muthukumaran, G., & Prasad, P. R. (2018). Identification of Eye Blink Artifacts using Wireless EEG headset for Brain Computer Interface System. *IEEE*.
- Steinborn, M. B., & Huestegge, L. (2016). A Walk Down the Lane Gives Wings to Your Brain. Restorative Benefits of Rest Breaks on Cognition and Self-Control. *Applied Cognitive Psychology*, 30: 795-805.
- Stock, S., Nicolakakis, N., Vezina, N., & Gilbert, L. (2018). Are work organization interventions effective in preventing or reducing work-related musculoskeletal disorders? A systematic review of the literature. *Scandinavian Journal of Work, Environment and Health, Nordic Association of Occupational Safety and Health (NOROSH)*.
- STPS. (23 de 10 de 2018). NOM-035-STPS-2018, Factores de riesgo psicosocial en el trabajo - Identificación, análisis y prevención. *Diario Oficial de la Federación*.
- Tadi, M. J., Lehtonen, E., Koivisto, T., Pankaata, M., Paasio, A., & Teras, M. (2015). Seismocardiography: Toward Heart Rate Variability (HRV) Estimation. *IEEE Xplore*.
- Tarvainen, M. P., & Niskanen, J.-P. (06 de 07 de 2012). Kubios HRV . *User's Guide*. Kuopio, Kuopio, Finland: University of Eastern Finland.
- Tarvainen, M., Niskanen, J.-P., Lipponen, J. A., Ranta-aho, P. O., & Karjalainen, P. A. (2014). Kubios HRV - Heart rate variability analysis software. *Computer methods and programs in Biomedicine.*, 210-220.
- Teo, G., Reinerman-Jones, L., Matthews, G., & Szalma, J. (2015). Comparison of measures used to assess the workload of monitoring an unmanned system in a simulation mission. *Procedia Manufacturing*, 1006-1013.
- Terracciano, R., Sanginario, A., Berbero, S., Putignano, D., Canavese, L., & Demarchi, D. (2019). Pattern-Reversal Visual Evoked Potential on Smart Glasses. *IEEE Xplore*.

- Thatcher, A., & Yeow, P. (2016). A sustainable system of systems approach: a new HFE paradigm. *Ergonomics* 59:2, 167-178.
- Thatcher, A., & Yeow, P. H. (2016). Human Factors for a sustainable future. *Applied Ergonomics* 57, 1-7.
- Thatcher, A., Waterson, P., Todd, A., & Moray, N. (2018). State of Science: ergonomics and global issues. *Ergonomics*, 61:2, 197-213.
- Trujillo-Ortiz, A., Hernandez-Walls, R., & Soto-Sanchez, A. (3 de 11 de 2021). *Mathworks*. Fonte: Split-Plot Design Analysis of Variance: <http://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/loadFile.do?objectId=3996&objectType=FILE>
- United State Army Research Lab. (2 de December de 2019). *Ready by Fatigue Science*. Fonte: www.fatiguescience.com: <https://www.fatiguescience.com/sleep-science-technology/>
- Valentin, O., Ducharme, M., Cretot-Richert, G., Monsarrat-Chanon, H., Viallet, G., Delnavaz, A., & Voix, J. (2019). Validation and Benchmarking of a Werable EEG Acquisition Platform for Real-World Applications. *IEEE transactions on Biomedical Circuits and Systems*, 102-111.
- Van Acker, B. B., Parmentier, D. D., Vlerick, P., & Saldien, J. (2018). Understanding mental workload: from a clarifying concept analysis toward an implementable framework. *Cognition, Technology & Work*, 351-365.
- Vera, J., Jiménez, R., García, J. A., & Cárdenas, D. (2017). Intraocular pressure is sensitive to cumulative and instantaneous mental workload. *Applied Ergonomics*, 313-319.
- Villalva Villacres, M. J. (2015). Tesis. *“Implementación del Programa de Pausas Laborales, y su efecto en la “Implementación del Programa de Pausa”Implementación del Programa de Pausas Laborales, y su efecto en la*

Produccion del personal Operativo del Área de Almacenamiento y Picking en FARMAENL. Quito, Ecuador: Universidad Central del Ecuador.

- Vourvopoulos, A., Niforatos, E., & Giannakos, M. (2019). EEGlass: An EEG-Eyeware Prototype for Ubiquitous Brain-Computer Interaction. *UbiComp/ISWC '19 Adjunct*. London, United Kingdom: Association for Computing Machinery.
- Wagner, W., Pfaffstaller, E., & Kallus, K. W. (2017). How to Implement an Effective Intervention for Breaks during Working Days—A Field Study. *Psychology*, 728-745.
- Wahbeh, H., & Oken, B. S. (2013). Peak High-Frequency HRV and Peak Alpha Frequency Higher in PTSD. *Appl Psychophysiol Biofeedback*, 57-69.
- Wang, C., Zhang, H., Huat Ng, S., Zhu, X., & Ang, K. K. (2021). Wireless Multi-sensor Physio-Motion Measurement and Synchronization system and method for HRI research. *43rd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC)* (pp. 7328-7331). IEEE.
- Wang, K.-J., Zhang, L., Luan, B., Tung, H.-W., Liu, Q., & Wei, J. (2017). Brain-Computer Interface Combining Eye Saccade Two-Electrode EEG Signals and Voice Cues to Improve the Maneuverability of Wheelchair. *2017 International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR)* (pp. 1073-1078). London, UK: QEII Centre.
- Waongenngarm, P., Areerak, K., & Janwantanakul, P. (2018). The effects of breaks on low back pain, discomfort, and work productivity in office workers: A systematic review of randomized and non-randomized controlled trials. *Applied Ergonomics*, 230-239.
- Warm, J. S., Matthews, G., & Finomore Jr., V. S. (2017). Vigilance, Workload, and Stress. Em P. A. Hancock, & J. L. Szalma, *Performance Under Stress* (pp. 132-158). Florida, USA: Ashgate.

- Weiss, K., Concatto, F., Teive, R., & Ramirez, A. (2022). On-line Recognition of Emotions Via Electroencephalography. *IEEE Latin America Transactions*, 20:5, 806-812.
- Welley, A., Rodrigues, P., Ferreira, P. M., Dangelino, R., & Simprini, R. (2019). Manufacturing assembly serial and cells layouts impact on rest breaks and workers' health. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 22-27.
- Weslake, A., & Christian, B. (2015). Brain breaks: Help or hindrance? *TEACH COLLECTION of Christian Education*, 38-46.
- Widyanti, A., Johnson, A., & de Waard, D. (2013). Adaptation of the Rating Scale Mental Effort (RSME) for use in Indonesia. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 70-76.
- Wierwille, W. W., & Cassali, J. G. (1983). A Validated rating scale for global mental workload measurement applications. *Proceedings of the Human Factors Society-27th Annual Meeting* (pp. 129-133). Human Factors Society.
- Wierwille, W. W., & Eggemeier, F. T. (1993). Recommendations for Mental Workload Measurement in a Test and Evaluation Environment. *Human Factors*, 263-281.
- Wilaprasitporn, T., Ditthaporn, A., Matchaparn, K., Tongbuasirilai, T., Banluesombatkul, N., & Chuangsuwanich, E. (2015). Affective EEG-Based Person Identification Using the Deep Learning Approach. *Journal of Latex Class Files*, 1-11.
- Wolpaw, J. R., Birbaumer, N., McFarland, D. J., Pfurtscheller, G., & Vaughan, T. M. (2002). Brain-computer interfaces for communication and control. *Clinical Neurophysiology*, 767-791.
- Wright, T. (1936). Factors Effecting the Cost of Airplanes. *Journal of Aeronautical Sciences*, 122-128.
- Wu, Q., Zhao, W., & Jacopo, T. (2018). Towards Objective Assessment of Movie Trailer Quality Using Human Electroencephalogram and Facial Recognition. *IEEE Xplore*.

- Yan, S., Tran, C. C., Wei, Y., & Habiyaremye, J. L. (2017). Driver's mental workload prediction model based on physiological indices. *International Journal of Occupational Safety and Ergonomic (JOSE)*, 1-9.
- Yelle, L. (1979). The learning curve: historical review and comprehensive study. *Decision Science*, 10 (2), 302-328.
- Yohanandan, S., Kiral-Kornek, I., Tang, J., Mashford, B. S., Asif, U., & Harrer, S. (2018). A Robust Low-Cost EEG Motor Imagery-Based Brain-Computer Interface. *Creative Commons*, 5089-5092.
- Young, D. W. (2014). Self-measure of heart rate variability (HRV) and arrhythmia to monitor and to manage atrial arrhythmias: personal experience with intensity interval exercise (HIIE) for the conversion to sinus rhythm. *Frontiers in Physiology*.
- Young, M. S., Brookhuis, K. A., Wickens, C. D., & Hancock, P. A. (2015). State of science: mental workload in ergonomics. *Ergonomics*, 1-17.
- Yung, M., & Wells, R. P. (2017). Responsive upper limb and cognitive fatigue measures during light precision work and 8-hour simulated micro-pipetting study. *Ergonomics*, 940-956.
- Zhang, C. (2018). *Work and Non-Work Activities in Replenishing Workday Energy: Meetings, Individual work, and Micro Breaks*. Michigan: University of Michigan.
- Zhang, N., Fard, M., Bhuiyan, M. H., Verhagen, D., Azari, M. F., & Robinson, S. R. (2018). The effects of physical vibration on heart rate variability as a measure of drowsiness. *Ergonomics*, 1259-1272.
- Zhang, Y., Wang, W., Chu, Y., & Yuan, X. (2018). Real-time and user-independent feature classification of forearm using EMG signals. *Journal of the Society for Information Display*, 101-108.

GLOSARIO

A

- ACT-R: Control Adaptativo del Pensamiento - Racional
- ANOVA: Análisis de Varianza. Método estadístico que permite descubrir si los resultados de una prueba son significativos.
- APA: Asociación Psicológica Americana

B

- BCI: Interfaz Cerebro-Computadora.
- BCILAB: Toolbox de Matlab especializada en investigaciones de Interfaz Cerebro-Computadora (BCI)

C

- CA: Curva de Aprendizaje - Indica lo que se ha ido aprendiendo con relación a un tiempo determinado. Muestra los aspectos conseguidos y los triunfos que se han obtenido con relación a ese tiempo.
- CMT: Carga Mental de Trabajo.
- COPSOQ II: Cuestionario Psicosocial Estandarizado de Copenhague II

D

- DBP: Presión Arterial Diastólica.
- DSSQ: Cuestionario del Estado de Estrés Dundee
- Dual N-Back: Prueba de memoria donde n se refiere a cuantos estímulos previos deben de ser recordados. Lo Dual significa que estímulos verbales, auditivos y espaciales se presentan al mismo tiempo.

E

- ECG: Electrocardiograma.
- EDA: Actividad Electro dérmica.
- EEG: Electroencefalografía

EEGLAB:	Interfaz gráfica diseñada sobre el lenguaje de Matlab®, cuya especialidad es el análisis de datos arrojados por el EEG.
EMG:	Electromiografía.
ESCAM:	Escala Subjetiva de Carga Mental.
ERN:	Negatividad relacionada con errores.
ERP:	Potenciales de Eventos-Relacionados.
ERPLAB:	Toolbox de código abierto de Matlab para el análisis de potenciales de eventos-relacionados (ERP)
EWI:	Índice de Carga Mental de Trabajo basado en Electroencefalografía.
EWII:	Índice Integral de Carga Mental de Trabajo basado en Electroencefalografía.
F	
fNIRS:	Espectroscopia funcional cerca del infrarrojo.
fMRI:	Imagen por Resonancia Magnética Funcional
G	
GUI:	Interfaz Gráfica de Usuario.
GUIDE:	Entorno de desarrollo de interfaz de usuario de MATLAB®
H	
HTA:	Análisis Jerárquico de Tareas.
HR:	Frecuencia Cardíaca.
HRV:	Variabilidad de la Frecuencia Cardíaca.
I	
IBI:	Inter Pulso-Intervalo Medio.
IEA:	Asociación Internacional de Ergonomía.
IMPRINT:	Herramienta Mejorada de Integración de Investigación de Rendimiento.

IOP: Presión intraocular

ISA: Escala de autoevaluación de carga instantánea.

IWS: Escala de Carga de Trabajo Integrada.

J

K

KUBIOS®: Software para el análisis de los datos relacionados con la Variabilidad Cardíaca.

L

LF/HF: Relación de poder de Baja Frecuencia / Poder de Alta Frecuencia.

M

MATLAB®: Software de cómputo numérico que ofrece un entorno de desarrollo integrado (IDE) con un lenguaje de programación propio

MATLAB Viewer: Software que permite la visualización de diferentes archivos en línea que se están transmitiendo en tiempo real.

N

NASA-TLX: Índice de Carga Mental NASA - una técnica de evaluación subjetiva multidimensional (Hart & Staveland, 1988), una de las más utilizadas para la evaluación de la carga mental esta técnica implica seis dimensiones de carga subjetiva: Demanda mental, Demanda física, Demanda Temporal, Esfuerzo, Desempeño y Frustración.

NIRS: Espectroscopia de Reflectancia de Infrarrojo Cercano

O

OMS: OMS: Organización Mundial de la Salud.

OpenBCI: Instrumento de Código abierto para Interfaz Cerebro-Computadora.

P

PD: Dilatación de la pupila.

PNS: Índice del Sistema Nervioso Parasimpático.

Q

R

RD: Profundidad de Respiración.

RR: Tasa de Respiración

RSME: Escala de Calificación de Esfuerzo Mental.

S

SAFTE: Modelo de Sueño, Actividad, Fatiga y Eficacia de la Tarea.

SBP: Presión Arterial Sistólica.

SDNN: Desviación estándar de los Intervalos Normales RR

SNS: Índice del Sistema Nervioso Simpático.

SR: Tasa Sacádica.

SRME: Calificación Subjetiva del Esfuerzo Mental.

SSD: Diagramas espacio-tiempo creados en la técnica de Análisis de tareas para identificación de Error Humano (TAFEI)

SSSQ: Cuestionario de Estrés de Estado Corto

S-SWAT: Técnica simplificada de Evaluación Subjetiva de Carga de Trabajo

STAI: Inventario de Estado-Rasgo de Ansiedad

STPS: Secretaria de Trabajo y Previsión Social.

SWAT: Técnica de evaluación Subjetiva de carga de trabajo.

T

TAFEI: Análisis de tarea para Identificación del error.

TCD: Ultrasonido Doppler Transcraneal

TDCS: Estimulación de Corriente Directa Transcraneal

TecNM: Tecnológico Nacional de México.

TecNM/ITCJ: Tecnológico Nacional de México / Instituto Tecnológico de Cd. Juárez.

TMS: Sistema de Entrenamiento en Monitoreo

U

uicontrol: Comandos de MATLAB® que permiten el diseño de interfaces de usuario.

V

VACP: Opción Visual, Auditiva, Cognitiva y Físico motora.

VOSO: Escala Subjetiva de Opinión, Verbal en Línea.

W

WM: Memoria de Trabajo.

WP: Perfil de Carga de Trabajo.

X

Y

Z