



Universidad Autónoma de Querétaro
 Facultad de Ingeniería
 Maestría en Diseño e Innovación

Sistema de asistencia para el monitoreo de somnolencia

TESIS

Que como parte de los requisitos para obtener el grado de
 Maestro en Diseño e Innovación

Presenta:

IIS Juana Guadalupe Herrera Pérez

Dirigido por:

MDI Anelisse Yerett Oliveri Rivera

SINODALES

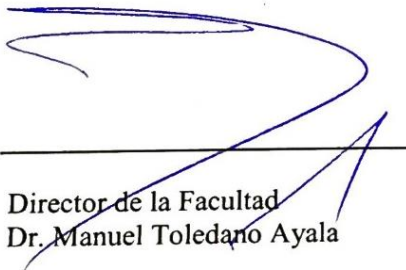
MDI. Anelisse Yerett Oliveri Rivera
 Presidente


Dr. Juvenal Rodríguez Reséndiz
 Secretario


MDI. Carla Reséndiz Villaseñor
 Vocal

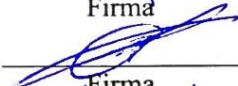
Dr. Luis Fernando Maldonado Azpeitia
 Suplente

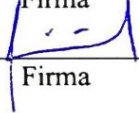
MI. Jorge Arturo García Pitol
 Suplente



 Director de la Facultad
 Dr. Manuel Toledano Ayala


 Firma


 Firma


 Firma


 Firma


 Director de Investigación y Posgrado
 Dra. Ma. Guadalupe Flavia Loarca Piña

Centro Universitario
 Querétaro, Qro.
 México
 Noviembre 2018

RESUMEN

Diversos factores como el incremento en la demanda de productos y servicios durante las 24 horas del día, ha fomentado la sobre exigencia física, haciendo que los horarios laborales aumenten, generando nuevos problemas y necesidades a resolver. Tal es el caso de la aparición de periodos de somnolencia durante las jornadas laborales, lo cual se ha convertido en una causa importante de accidentes automovilísticos, industriales y médicos. La somnolencia es causada por el ritmo circadiano y la privación del sueño, es un estado fisiológico donde el tiempo de respuesta es más lento que los niveles normales, los principales síntomas de somnolencia son la falta de capacidad de concentración, atención, vigilancia y dificultades para mantenerse despierto (Abbood, et al., 2014). En esta tesis se presenta el desarrollo de un sistema de asistencia no intrusivo para la detección de somnolencia en tiempo real, que alerta al usuario si es necesario, con el objetivo de reducir el número de accidentes causados por somnolencia. El dispositivo desarrollado está basado en el monitoreo de ritmo cardíaco debido a que el sistema nervioso autónomo afecta el latido del corazón de una persona con somnolencia (Bader, 2002). En este proyecto se realizaron estudios aplicando la metodología seis sigma para el desarrollo de productos, basándose en una muestra de 20 usuarios, monitoreando su ritmo cardíaco a lo largo de sus actividades diarias para determinar sus rangos de vigilia y sueño, posteriormente se realizaron pruebas con un simulador de manejo activando un sistema de asistencia cuando su estado de alerta disminuía drásticamente. Como sistema de asistencia se incorporó una alarma sonora para recuperar el estado de alerta del usuario, debido a los efectos del sonido en las primeras etapas del sueño. Se identificaron variaciones importantes en el ritmo cardíaco que pueden ser utilizadas para la estandarización del monitoreo de somnolencia, manteniendo la medición del estado de alerta, sin importar los rangos de ritmo cardíaco de cada persona.

(Palabras clave: fatiga, somnolencia, sistema de asistencia, estado de alerta).

SUMMARY

Several factors, such as the increase in the demand for products and services during the 24 hours a day, have encouraged physical over exigency, causing work schedules to increase, generating new problems and needs to be solved. Such is the case of the appearance of periods of drowsiness during working hours, which has become an important cause of automobile, industrial and medical accidents. Drowsiness is caused by the circadian rhythm and sleep deprivation, it is a physiological state where the response time is slower than the normal levels, the main symptoms of drowsiness are the lack of concentration, attention, vigilance and difficulties for stay awake (Abbood, et al., 2014). This thesis presents the development of a non-intrusive assistance system for the detection of drowsiness in real time, which alerts the user if necessary, with the aim of reducing the number of accidents caused by drowsiness. The device developed is based on the monitoring of heart rate because the autonomic nervous system affects the heartbeat of a person with drowsiness (Bader, 2002). In this project, studies were carried out applying the six sigma methodology for the development of products, based on a sample of 20 users, monitoring their heart rate throughout their daily activities to determine their waking and sleep ranges, later tests were performed with a driver simulator by activating an assistance system when his alertness decreased drastically. As an assistance system, an audible alarm was included to recover the user's alert status due to the effects of sound in the early stages of sleep. Important variations in cardiac rhythm were identified that can be used for the standardization of drowsiness monitoring, maintaining the measurement of alertness, regardless of the heart rate ranges of each person.

(Key words: Fatigue, drowsiness, assistance system, alertness)

Dedicatoria

Dedico esta tesis a mis padres José Herrera y Alicia Pérez porque ellos han dado razón a mi vida, por su buen ejemplo, confianza, paciencia, enseñanzas, apoyo incondicional y sacrificios; todo lo que soy es gracias a ellos.

AGRADECIMIENTOS

Quiero agradecer a Dios por darme la fortaleza y sabiduría necesarias para desarrollar este proyecto.

Al Concejo Nacional de Ciencia y Tecnología, por su apoyo económico para desarrollar este trabajo de tesis.

A la Universidad Autónoma de Querétaro, por el lugar de trabajo brindado para el desarrollo de las pruebas e investigaciones.

A mi directora de tesis, la Maestra en Diseño e Innovación Anelisse Yerett Oliveri Rivera por brindarme su confianza, conocimientos, confianza y paciencia para terminar este trabajo de tesis.

A mi comité, el Doctor Juvenal Rodríguez Reséndiz, la Maestra en Diseño e Innovación Carla Reséndiz Villaseñor, el Doctor Luis Fernando Maldonado Azpeitia y el Maestro Jorge Arturo García Pitol, por su tiempo dedicado, observaciones y comentarios para mejorar este trabajo de investigación.

A los investigadores y participantes desinteresados de la Transportadora Cervantes que autorizaron el monitoreo de sus variables biofísicas para contribuir en este estudio.

Gracias a la participación activa de todos y cada uno de ellos fue posible la construcción y conclusión de este proyecto de maestría.

TABLA DE CONTENIDOS

	Página
RESUMEN	i
ABSTRACT	ii
DEDICTORIA	iii
AGRADECIMIENTOS	iv
TABLA DE CONTENIDOS	v
Índice de figuras	vi
Índice de tablas	ix
I. INTRODUCCION	1
II. ANTECEDENTES	2
2.1 Somnolencia	2
2.2 Sistemas de monitoreo de somnolencia	4
2.3 Descripción del problema	11
III. JUSTIFICACIÓN	13
VI. HIPÓTESIS	15
V. OBJETIVOS	15
VI. METODOLOGIA	16
VII. RESULTADOS Y DISCUSIÓN	24
7.1 Definir	24
7.2 Medir	32
7.3 Analizar	45
7.4 Mejorar	50
7.5 Controlar	57
VIII. CONCLUSIONES	78
IX. TRABAJO FUTURO	78
X. REFERENCIAS	79
APENDICE	86

INDICE DE FIGURAS

Figura	Página
2.1 Consecuencias de la privación del sueño	3
2.2 Monitoreo de dirección del volante	6
2.3 Dispositivo para la adquisición de neuro-señales	8
2.4 Sistema de monitoreo facial instalado en vehículo	9
3.1 Modelo de queso suizo de Reason	14
6.1 Metodología	17
7.1 Esquema de experimento	24
7.2 Delimitación del proyecto	26
7.3 Diagrama Gantt	27
7.4 QFD	31
7.5 Sub-factores de ergonomía	32
7.6 Diseño de la encuesta	33
7.7 Escala Likert	33
7.8 Diagrama de pescado	36
7.9 Mapa de posicionamiento	42
7.10 Pareto	43
7.11 Diagrama SIPOC	45
7.12 Variación de Ritmo Cardíaco de Voluntario al Tomar una Siesta	46
7.13 Estructura funcional	49
7.14 Diagrama de flujo del funcionamiento	50

7.15 Sensor de pulso cardiaco en el pecho	51
7.16 Sensor de pulso cardiaco en la parte externa de la muñeca	51
7.17 Sensor de pulso en la parte interna de la muñeca	51
7.18 Estudio de tensión desplazamiento y deformación del modelo A	53
7.19 Estudios de tensión, desplazamiento y deformación del modelo B	54
7.20 Estudios de caída libre del modelo A	54
7.21 Estudio de caída libre del modelo B	55
7.22 Prototipos rápidos	55
7.23 Prototipo de alta fidelidad	56
7.24 Carcasa seleccionada	56
7.25 Prototipo físico	57
7.26 Sistema de asistencia para el monitoreo de somnolencia	57
7.27 Simulador de manejo e interfaz	58
7.28 Voluntario utilizando prototipo en simulador de manejo	58
7.29 Gráfica de Caja	60
7.30 Comparación de desviaciones	63
7.31 Comparación del ritmo cardiaco de voluntario	64
7.32 Pruebas con usuario	64
7.33 Gráfica de control	66
7.34 Histograma de mediciones	66
7.35 Gráfica de evaluación de ergonomía	69
7.36 Gráfica de evaluación de seguridad	69

7.37 Gráfica de evaluación de bienestar	69
7.38 Gráfica de evaluación de confianza	70
7.39 Retroalimentación de los usuarios	70
7.40 Grado de consistencia de la aplicación del método VEU	74
7.41 Propuesta de mejora de diseño	75
7.42 Construcción de prototipo físico	75
7.43 Diseño de empaque	76
7.44 Pruebas y evaluación de rediseño	76
7.45 Grado de consistencia de experiencia de usuario	77

INDICE DE TABLAS

Tabla		Página
6.1	Niveles de consistencia de método VEU	23
7.1	Operacionalización de variables	25
7.2	Relación de Qués y Cómo	30
7.3	Evaluación del cuestionario	34
7.4	Prueba de fiabilidad con alfa de Cronbach	35
7.5	Análisis de Modos de Falla y Efecto (AMEF)	37
7.6	Resumen Análisis de Falla y Efecto	41
7.7	Matriz causa y efecto	44
7.8	Relación entre Ritmo Cardíaco y Estado de Alerta	47
7.9	Lista de especificaciones	48
7.10	Materiales prototipo rápido	52
7.11	Materiales prototipo funcional: Monitor de variables biofísicas	52
7.12	Materiales prototipo funcional: Alarma	53
7.13	Materiales prototipo funciona: brazalete	53
7.14	ANOVA	59
7.15	Resumen de estudio de correlación	61
7.16	Desviaciones de los datos	62
7.17	Análisis de Modos de Falla y Efecto de sistema propuesto	67
7.18	Resultados generales de encuestas	68
7.19	Resumen de evaluación de ergonomía en general y por sub-factores	68

I. INTRODUCCION

Si el cuerpo es forzado a mantenerse activo durante largos periodos de tiempo, llega el momento en que el descanso es forzado por el cerebro (Bader, 2002). Existen diversos estudios que han analizado el comportamiento del cerebro durante este tipo de situaciones con el objetivo de reducir el número de accidentes relacionados con la privación del sueño (Ngxande, Tapamo, & Burke, 2017). Gracias a estos estudios se sabe que la somnolencia es un importante factor relacionado con la inactivación inconsciente de la capacidad motora.

En un estudio realizado por la asociación Chilena de Seguridad (2007), se determinó que después de una primera fase de alerta, que avisa de la necesidad de recuperarse, aparece una fase de resistencia que se caracteriza por una aparente recuperación donde mejora el rendimiento del individuo, razón por la cual la somnolencia tiende a subestimarse por las personas. Sin embargo, el organismo puede fallar en cualquier momento puesto que la necesidad de descanso sigue latente. Las etapas de somnolencia tardía conducen a episodios de micro-sueño que van desde una fracción de segundo hasta periodos de 30 segundos, en los que la persona permanece en un estado de total inconciencia (AlZu'bi, Al-Nuaimy, & Al-Zubi, 2013).

Aunque las causas que desencadenan la somnolencia son multifactoriales, los signos y síntomas son los mismos y pueden monitorearse de la misma manera (CONASET, 2006). Por esta razón se han desarrollado distintos métodos para la detección de somnolencia, algunos de éstos evalúan la somnolencia al conducir monitoreando parámetros del vehículo, del conductor o del entorno para detectar anomalías en los patrones de manejo (Mittal, Kumar, Dhamija, & Kaur, 2016). Sin embargo, la mayoría de los métodos existentes no son aplicables a otros entornos como en la industria o en hospitales. Por esto la presente investigación se centró en desarrollar un sistema de detección de somnolencia en tiempo real, no intrusivo, basado en el análisis de variables biofísicas, que pueda alertar al usuario cuando sea necesario y sea aplicable a distintos entornos.

II. ANTECEDENTES

2.1 Somnolencia

La somnolencia es un estado fisiológico natural entre la vigilia y el sueño. Funciona como mecanismo de alarma del organismo para indicar la pérdida de recursos por debajo del umbral y la necesidad de recuperarlos mediante el descanso (Asociación Chilena de Seguridad, 2007). El proceso del ciclo vigilia-sueño es regulado por una red neuronal compleja en la que intervienen distintas zonas del sistema nervioso central, provocando una serie de activaciones e inhibiciones que generan a su vez la vigilia o el sueño (Velayos, Moreles, Irujo, Yllanes, & Paternain, 2007).

La somnolencia produce efectos similares a los de la intoxicación alcohólica en la realización de tareas, de modo que si se realiza una actividad durante 28 horas de privación de sueño, esto equivale a realizarla con una alcoholemia de al menos 0.1% de concentración de alcohol en la sangre, disminuyendo la capacidad de atención visual, velocidad de reacción, memoria visual y el pensamiento creativo (Williamson & Feyer, 2000). Los principales síntomas de la somnolencia son la falta de capacidad para concentrarse, baja atención, baja vigilancia y dificultad para mantenerse despierto (AlZu'bi, Al-Nuaimy, & Al-Zubi, 2013).

La privación del sueño da lugar a alteraciones cerebrales, agresividad, aumento de peso, e incluso la muerte (Velayos, Moreles, Irujo, Yllanes, & Paternain, 2007). Estudios de tomografía a nivel cerebral en adultos jóvenes sanos, han mostrado que de 24 a 72 horas de privación del sueño, atenúan entre 6 y 8% el metabolismo global de la glucosa cerebral y hasta un 15% en la corteza pre frontal, frontal y tálamo; las cuales son áreas involucradas en las funciones cognitivas de la atención (Franzen, Buysse, Dahl, Thompson, & Siegle, 2008). En la Figura 2.1 pueden observarse a detalle las consecuencias de la privación del sueño.

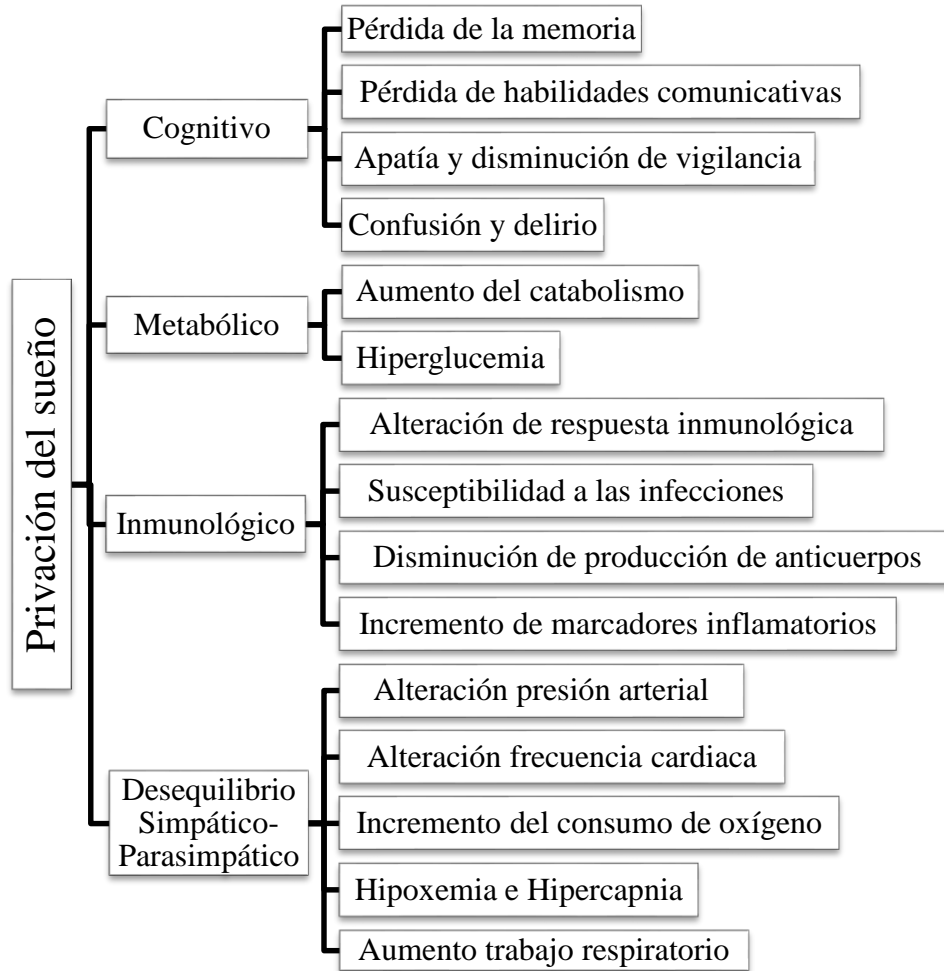


Figura 2.1. Consecuencias de la privación del sueño (Achury Saldaña, Delgado Reyes, & Ruiz Berrío, 2013).

2.1.1 Ruido en el sueño

El cerebro percibe, evalúa y reacciona al sonido ambiental incluso cuando la persona está dormida (Dang-Vu, McKinney, Buxton, Solet, & Ellenbogen, 2010). Los sonidos tienen importantes repercusiones en el sueño, en las primeras etapas del sueño, las respuestas ocurren inmediatamente después del ruido; la actividad cerebral, los movimientos del cuerpo y las respuestas autónomas aumentan (Pirrerá, De Valck, & Cluydts, 2010). El que las personas despierten por el ruido en su entorno depende del número de eventos de ruido, de sus características acústicas y de la etapa del sueño en la que se encuentren (Basner, et al., 2014).

Se ha comprobado que el ruido perturba las etapas del sueño, ya que aunque el sonido es percibido de forma inconsciente, genera una señal auditiva capaz de influir sobre diversas funciones del cerebro (Miyara, 1995). La Organización Mundial de la Salud afirma que el descanso se alcanza con un ruido ambiental menor a 30 dB y con un máximo de 45 dB (Achury Saldaña, Delgado Reyes, & Ruiz Berrío, 2013). Esta información es importante en la etapa de investigación del proyecto y ha sido tomada en cuenta para desarrollar un sistema de asistencia sonora que emita los decibeles necesarios para recuperar el estado de vigilia del usuario, tomando en cuenta el ruido al que puede estar expuesto. Por otro lado, en algunas actividades como en la industria, el artículo 121 de la ley general de Higiene y Seguridad del trabajo establece que “en una jornada laboral de 8 horas, un trabajador debe utilizar obligatoriamente dispositivos de protección personal a partir de los 85 dB” (Díaz, 2009), razón por la cual un sistema de asistencia sonora queda descartado en este entorno y se realizan algunas sugerencias de adaptación más adelante.

Algunos decibeles promedio de sonidos comunes son (NIDCD, 2014):

Tráfico pesado en la ciudad	85 decibeles
Motocicleta	95 decibeles
Reproductor de música al máximo volumen	105 decibeles
Sirena de ambulancia	120 decibeles
Petardos y armas de fuego	150 decibeles

2.2 Sistemas de monitoreo de somnolencia

Actualmente los sistemas de detección y predicción de somnolencia se enfocan principalmente en la conducción de vehículos terrestres y se basan en mediciones subjetivas, mediciones del vehículo y mediciones fisiológicas, las cuales se abordan a continuación (Pratama, Ardiyanto, & Adji, 2017).

2.2.1 Mediciones de somnolencia subjetivas

Las mediciones subjetivas hacen referencia al juicio del conductor, donde éste lleva el control de sus descansos y del comportamiento que presencié en su conducción, lo cual es poco preciso ya que el conductor no siempre está consciente de los periodos de “micro sueño” que pudo haber presentado (AlZu'bi, Al-Nuaimy, & Al-Zubi, 2013). Entre las herramientas utilizadas en este tipo de mediciones se encuentra la escala de hipersomnia de Epworth utilizada para medir la somnolencia diurna, en donde un resultado entre 0-9 es considerado normal, entre 10-15 es considerado con posibilidad de apnea del sueño de leve a moderada y un resultado de más de 16 indica la posibilidad de apnea del sueño severa o narcolepsia (Asociación Chilena de Seguridad, 2007).

Otra herramienta aplicable es la escala de Pittsburg de calidad del sueño, instrumento auto-aplicable para evaluar calidad, eficiencia habitual, duración total, latencia, perturbaciones del sueño, consumo de medicamentos para dormir y disfunción diurna (Hamui Sutton, Barragán Pérez, Fuentes García, Monsalvo Obregón, & Fouilloux Morales, 2013). Por ser datos que dependen del conductor, la eficacia de estos sistemas de medición depende de la honestidad y conciencia del usuario, por lo que no son aplicables en tiempo real.

2.2.2 Mediciones del vehículo

Las mediciones del vehículo toman en cuenta el hecho de que la somnolencia afecta la respuesta del conductor, forzándolo a cometer errores, los cuales son monitoreados y analizados, tales como la dirección del volante o la posición del vehículo. Algunos de estos sistemas de monitoreo señalan que el conductor del vehículo está somnoliento en base a la duración durante la cual no se realizan ajustes en el ángulo de la dirección y velocidad.

Existen patentes de este tipo que incluyen un sistema de alarma, tal es el caso de la patente US4509040A, en la que la invención comprende un generador de señal de dirección que a su vez genera una señal correspondiente al cambio de un ángulo a través del cual se hace girar el volante, un detector del estado de monotonía de la conducción y un generador

de impulsos de alarma que emite una alarma cuando el cambio de dirección excede la tensión de referencia (Yasutoshi Seko, Masami, & Takayuki, 1985). En la Figura 2.2 puede apreciarse el principio de funcionamiento de esta patente en una versión mejorada por el mismo equipo de inventores de la compañía Nissan en Japón. Otros sistemas desarrollados posteriormente que también comprenden sensores adaptados para detectar la evolución en el tiempo del ángulo de dirección del vehículo, incluyen unidades de procesamiento para filtrar las señales adquiridas, lo cual aumenta la exactitud de las mediciones (Italia Patent No. EP2204784A1, 2008).

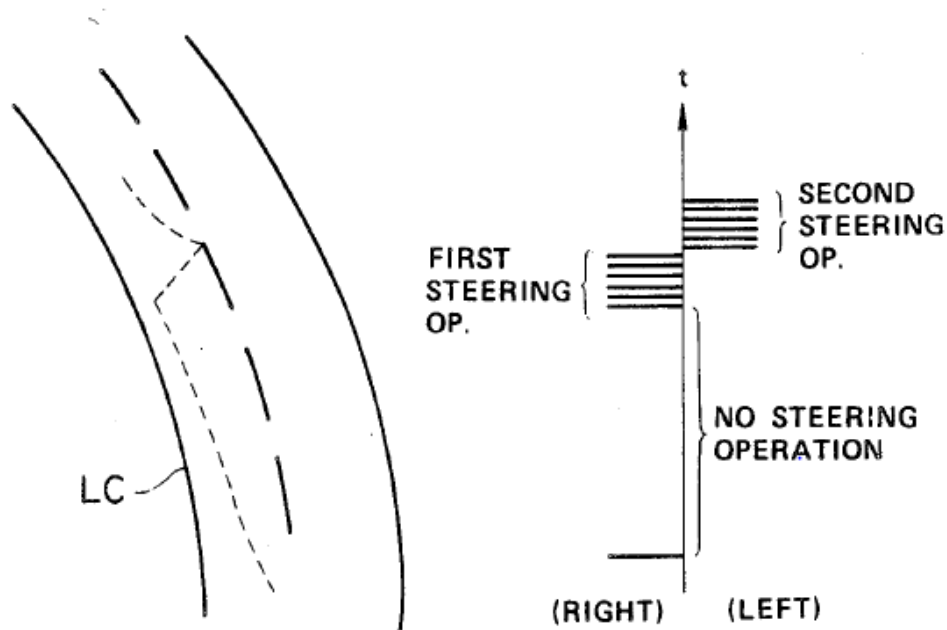


Figura 2.2. Monitoreo de dirección del volante en patente US4594583 (Yokohama, Yokosuka, Yokosuka, & Yokosuka, 1989).

Así como se ocupa el grado de dirección del vehículo, en otros métodos, se transforma esa medida en función del tiempo que debe tomar el cambiar de dirección para detectar el estado de alerta del conductor (Estados Unidos Patente n° US20090322506A1, 2009). Existen otros sistemas que utilizan un componente desfragmentado de la señal del volante para extraer características específicas que representan las fases de degradación del control de dirección, las señales obtenidas se clasifican en medidas de estado de alerta y somnolencia (Eskandarian, Falls, Mortazavi, & Creek, 2010). Posteriormente se desarrollaron métodos que evalúan la atención del conductor como insuficiente si dentro de un período de

observación se detectan fluctuaciones anormales en la posición del vehículo en el carril (Estados Unidos Patent No. US8717197B2, 2014).

2.2.3 Mediciones fisiológicas

Las mediciones fisiológicas toman en cuenta que los órganos humanos reducen sus actividades como respuesta de la somnolencia y la mente pierde su conciencia gradualmente, de modo que el monitoreo y análisis de estas variables permite identificar puntos críticos de somnolencia (AlZu'bi, Al-Nuaimy, & Al-Zubi, 2013).

2.2.3.1 Electroencefalograma

Una de las técnicas utilizadas para la detección de somnolencia mediante mediciones fisiológicas es la electroencefalografía, la cual es una medición médica que lee la actividad eléctrica del cerebro. El electroencefalograma (EEG) es un registro eléctrico superficial del cuero cabelludo, puede ser recogido utilizando electrodos metálicos y medios conductores, se puede medir sin penetrar en la piel y por lo tanto no se considera invasivo, es seguro y puede aplicarse repetidamente sin interferir con la actividad realizada (Niedermeyer & da Silva, 2005). Desde su aparición, el EEG permitió dar seguimiento a la actividad cerebral durante periodos de vigilia prolongada y durante el sueño. Estos estudios han sugerido que el poder de EEG de baja frecuencia, particularmente en la banda alfa y teta, aumenta durante los períodos de desempeño pobre de la tarea, lo cual permite detectar la somnolencia de una persona (Teplan, 2002).

Algunos sistemas de monitoreo de somnolencia por EEG han desarrollado dispositivos que facilitan la colocación de electrodos como puede observarse en la Figura 2.3, logrando mejores mediciones que permiten diferenciar tres clases de estado mental incluyendo alerta, fatiga leve y fatiga severa (Pinyi, Wenhui, & Fei, 2016). Sin embargo siguen teniendo poca aceptación debido a que requieren colocarse en la cabeza.



Figura 2.3. Dispositivo para la adquisición de neuro-señales (AlZu'bi, Al-Nuaimy, & Al-Zubi, 2013).

2.2.3.2 Monitoreo de ojos

Otros estudios han determinado que la somnolencia afecta altamente los comportamientos y características de los ojos. La respuesta de la pupila a los cambios de luz y los cambios fisiológicos son involuntarios cuando existen niveles críticos de somnolencia. La latencia entre los dos patrones, el diámetro de la pupila y los cambios de intensidad de la luz, se utilizan como indicador directo de somnolencia (Ellis, 1981). Se han desarrollado métodos de detección de somnolencia por medio de procesamiento de imagen para detectar estos comportamientos. Tal es el caso del módulo para el Sistema Avanzado de Asistencia al Conductor (ADAS), este sistema se ocupa de la detección automática de la somnolencia del conductor basada en información visual e inteligencia artificial, monitoreando características faciales por medio de la implementación de cámaras infrarrojas en el habitáculo del conductor como puede observarse en la Figura 2.4. (Alshaqaqi, et al., 2013). Para determinar el estado de alerta del conductor se detecta la frecuencia de parpadeo, la velocidad de parpadeo, la apertura de los ojos y el tiempo de cierre de los ojos del conductor (Japón Patente nº JPH11339200A, 1998).



Figura 2.4. Sistema de monitoreo facial instalado en vehículo (Alshaqaqi, et al., 2013).

PERCLOS es otra medida psicofisiológica relacionada con los ojos, hace referencia al porcentaje de cierre del párpado sobre el Iris con el tiempo, fue validado y evaluado en laboratorio, pero ha sido ampliamente criticado y desacreditado por no aplicarse en entornos reales (Kang, 2013). En estos métodos, la detección de somnolencia es posible mediante el seguimiento de la mirada, ya que en las primeras etapas, las actividades del conductor se reducen por debajo de los niveles normales y la frecuencia de actividad de la mirada está directamente relacionada con los niveles de somnolencia. Un conjunto de características se extraen del patrón de la mirada y se utilizan para entrenar a clasificadores no lineales para distinguir entre variedades del estado de somnolencia (Lee & Cameron, 2003).

2.2.3.3 Monitoreo de boca

Otros estudios proponen la detección del bostezo para monitorear la somnolencia del conductor. Se basan en la detección del contorno de los labios y la apertura que tienen para detectar el bostezo (Akrouf & Mahdi, 2016). Aun utilizando otro sistema para la detección de la somnolencia, también se basa en la detección de imágenes, no es invasivo, pero requiere de instalación y el sistema de alerta tiene problemas con el ruido y obstrucciones de la boca a la hora de validarlo.

2.2.3.4 Ritmo cardiaco

Artículos más recientes proponen monitorear el ritmo cardiaco para conocer los niveles de somnolencia, ya que el sistema nervioso autónomo afecta el latido del corazón de una persona que se cae al sueño, de tal manera que el latido del corazón pasa por una serie de aceleración y desaceleración (Kumar Singh, Sankar, & Kumar Thakur, 2016). Un grupo del departamento de biomédica e instrumentación electrónica de la Universidad de Cataluña, realizó estudios para evaluar los cambios en los índices de variabilidad del ritmo cardiaco en sujetos sanos mientras se conducía en un entorno real, con el fin de detectar somnolencia; los resultados sugieren que es factible una alarma de somnolencia basada en índices de ritmo cardiaco. (Rodríguez Ibañez, García González, Filigrana de la Cruz, Fernández Chimeno, & Ramos Castro, 2012).

Actualmente se sabe que los sistemas reguladores del sueño y termorreguladores en homeotermia están estrechamente relacionados y el ritmo cardiaco puede verse como una medición indirecta de la variación de la producción de calor (Krauchi, 2007). Estudios recientes han demostrado una relación entre la temperatura distal y el ritmo cardiaco de una persona con somnolencia; se evalúa un cambio en el equilibrio entre la pérdida de calor corporal y la producción de calor corporal mediante la comparación de un cambio en el ritmo cardiaco (España Patent No. S2587935T3, 2016).

En 2016 se desarrolló un monitor de ritmo cardiaco por electrocardiograma para conductores automovilísticos en el que se colocaban cuatro electrodos en el volante del conductor. En dicha investigación se monitoreó y registró el ritmo cardiaco de ocho voluntarios para realizar el estudio y se muestra que en estados de somnolencia el ritmo cardiaco puede bajar a menos de 55 pulsaciones por minuto (Kumar Singh, Sankar, & Kumar Thakur, 2016).

2.2.4 Métodos mixtos

Existen métodos que emplean una combinación de los anteriores, tal es el caso del sistema basado en señales electroencefalográficas que no solo alertan al conductor sino que pone al vehículo en modo de estacionamiento semiautomático controlando el abastecimiento de combustible si la somnolencia es detectada (Hossan, Bin Kashem, Hasan, Naher, & Rahman, 2016). Esta propuesta además de ser un sistema de seguridad activa, va más allá de sólo alertar al conductor e intenta controlar la decisión del conductor sobre no seguir conduciendo, sin embargo, sigue siendo un método difícil de adoptar ya que requiere de electrodos colocados en la cabeza.

Otros métodos extraen información del comportamiento del conductor y del comportamiento de la conducción. El objetivo de algunos es mantener al conductor comprometido, pidiéndole que interactúe constantemente con el dispositivo mediante un contador que se reinicia después de haber presionado un botón (Nazeem & Sekar Dash, Experimental Investigation on the performance of Drowsiness manipulation using driving simulators, 2016). Sin embargo, puede que se generen nuevas distracciones, además de requerir instalación y capacitación para el usuario.

Solo algunos de los métodos existentes advierten al conductor con una indicación audible y/o visual y/o háptica, la magnitud de esta señal de aviso depende del grado de falta de atención del conductor, enfocándose en la inactividad causada por quedarse dormido o distraerse (Alemania Patente nº DE10210130A1, 2002). Algunos autores proponen un dispositivo que alerte al conductor cuando se alcanza un estado crítico para la seguridad del vehículo, dicho dispositivo toma el nombre de sistema de asistencia (Alemania Patent No. DE10339647A1, 2005).

2.3 Descripción del problema

Conducir con cansancio o por periodos prolongados sin descanso es cada vez más común en la actualidad, las sociedades modernas exigen a los trabajadores reducir las horas

de sueño, o trabajar con turnos irregulares para aumentar la productividad y la competitividad. La somnolencia suele subestimarse e incluso un conductor puede experimentar periodos de micro-sueño por algunos segundos sin siquiera notarlo (Nazeem & Sekar Dash, Experimental Investigation on the performance of Drowsiness manipulation using driving simulators, 2016). Innumerables investigaciones y métodos para detectar el nivel de somnolencia han sido desarrollados para objetivos académicos y comerciales. Sin embargo, no todos los métodos de detección de los síntomas de somnolencia desarrollados pueden ser implementados en entornos reales debido a que algunos de ellos no soportan las condiciones bruscas presentes en el entorno, por lo que solo son implementados en entornos controlados de laboratorio (Abbood, Al-Nuaimy, Al-Ataby, Salem, & AlZubi, 2014). Razón por la cual, la mayoría de los métodos de detección de somnolencia basados en medidas fisiológicas no se emplean en condiciones reales de conducción y sólo están desarrollados para la validación de sistemas (García Daza, 2011). Tal es el caso de los sistemas con electroencefalograma ya que a pesar de ser precisos, requieren que los electrodos se coloquen en áreas específicas de la cabeza, lo que dificulta su aceptación y aplicación.

Los sistemas de monitoreo de somnolencia mayormente empleados y comercializados son los implementados en automóviles de gama alta, lo cual hace que los dispositivos existentes sean costosos, intrusivos, requieran instalación, se queden en la etapa de simulación, o sean poco aceptados por los usuarios, lo que a su vez dificulta su efectividad a gran escala. Por lo tanto, para reducir el número de accidentes de este tipo, se busca desarrollar un sistema de detección de somnolencia que sea factible, deseable y aplicable a varios entornos.

III. JUSTIFICACIÓN

La somnolencia es una de las causas más frecuentes de accidentes en actividades que demandan alto nivel de concentración como minería, conducción, área médica y actividades industriales que conllevan altos riesgos personales y costos económicos (Kartsch, Benatti, Rossi, & Benini, 2017). También se asocia con un incremento del riesgo de siniestralidad laboral, tanto de tráfico como sin relación a la conducción, estos riesgos son favorecidos por la evolución tecnológica que demanda servicios durante las 24 horas del día (Torres Alberich, Vicente Gerrero, Terradillos García, López González, & Ramírez Iñiguez de la Torre, 2013).

En relación a la conducción de vehículos terrestres, los reportes que genera la Policía Federal indican que las causas de los accidentes en carretera se deben el 80% de las veces al conductor, 7% al vehículo, 9% a los agentes naturales y sólo el 4% al camino (Comisión Nacional de Seguridad, 2015). Las investigaciones realizadas muestran que de los factores humanos, la somnolencia es una causa presente en al menos 80% de los casos de accidentes letales (Asociación Chilena de Seguridad, 2007). Análisis de datos indican que conducir cansado genera un factor de contribución del 22% al 24% a presentar accidentes vehiculares y presenta de cuatro a seis veces mayor riesgo de chocar a corta distancia que un conductor en alerta (Klauer, Dingus, Neale, Sudweeks, & Ramsey, 2006).

En el área médica, la privación del sueño propicia errores humanos que ponen en riesgo tanto al paciente como al médico. Se ha comprobado que en las jornadas nocturnas y de guardia, los niveles de somnolencia diurna que presentan los médicos residentes son similares e incluso superiores a los de pacientes con narcolepsia o apnea del sueño (Levey, 2001). Esto a su vez se ve reflejado en el aumento de errores médicos graves cuando los residentes internos trabajan más de 24 horas sin descanso (Landrigan, et al., 2004). En un estudio realizado a 500 médicos por la Asociación Española de Médicos Internos Residentes, se concluyó que el 17.0% consumen algún fármaco para evitar el sueño durante las guardias; el 57.9% cree haber cometido algún error grave a causa de la fatiga y el 34.7% algún tipo de accidente por el mismo motivo (García Salaverri, Menéndez, & Ryan, 2005).

Para observar los motivos por los que ocurre un accidente en el que ha contribuido la presencia de somnolencia, en la Figura 3.1 se presenta el modelo de queso suizo de Reason, utilizado para analizar los factores humanos causantes de accidentes, donde se puede apreciar que un accidente es el resultado de una serie de fallas en la prevención.

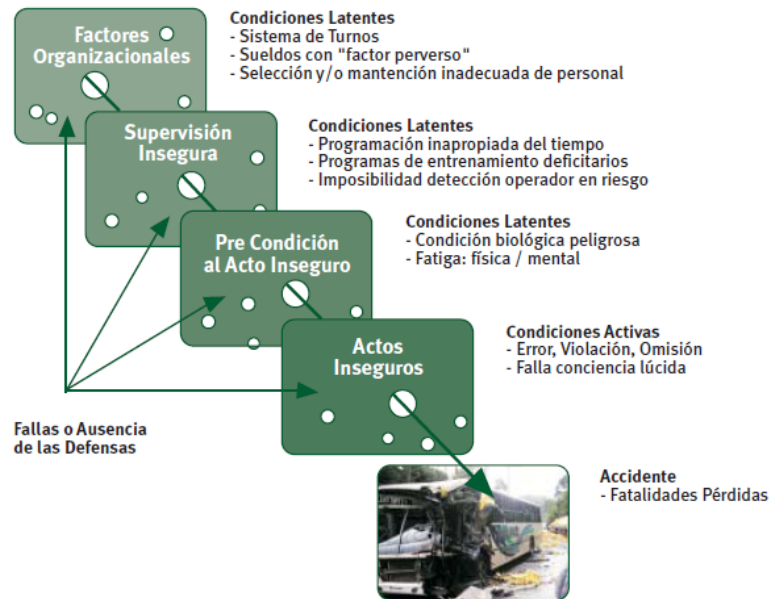


Figura 3.1. Modelo de queso suizo de Reason (CONASET, 2006).

La dificultad en la prevención de somnolencia es que habitualmente se tiende a subestimar por las personas, ya que no toman en cuenta que después de una sobre exigencia al cuerpo vienen etapas de inconciencia que no pueden ser controladas (Asociación Chilena de Seguridad, 2007). Como se ha venido abordando, los sistemas de monitoreo de somnolencia mayormente empleados y comercializados son los que se enfocan en accidentes automovilísticos y son implementados en automóviles de gama alta, los dispositivos existentes son costosos, intrusivos, requieren instalación, se han quedado en la etapa de simulación, o son poco aceptados por los usuarios, lo cual dificulta su efectividad a gran escala (Pratama, Ardiyanto, & Adji, 2017). Lo cual hace posible pensar que un sistema de asistencia que monitoree el estado de somnolencia del usuario y lo alerte cuando el descanso sea indispensable, recuperará su estado de alerta y disminuirá las probabilidades de accidentes de este tipo, beneficiando tanto al usuario como a terceras personas.

IV. HIPÓTESIS

Es posible recuperar el estado de alerta de una persona expuesta a situaciones que demandan alto nivel de concentración, al implementar un dispositivo de asistencia que monitoree su nivel de somnolencia con base en la retroalimentación de variables biofísicas.

V. OBJETIVOS

Desarrollar un dispositivo de asistencia basado en la retroalimentación del monitoreo de variables biofísicas, para recuperar el estado de alerta de una persona expuesta a situaciones que demandan alto nivel de concentración y contribuir en la disminución de accidentes por somnolencia.

Objetivos específicos

- Seleccionar los métodos no intrusivos para evaluar por medio de variables biofísicas la somnolencia de usuarios en diferentes condiciones laborales.
- Desarrollar sistema de asistencia basado en el diseño centrado en el usuario que permita recuperar su estado de alerta.
- Implementar y validar el funcionamiento del sistema de asistencia mediante el análisis de correlación entre el nivel de alerta y el uso del sistema.

VI. METODOLOGÍA

La investigación de este proyecto es de tipo mixta con un conjunto de procesos empíricos, sistemáticos y críticos del fenómeno a investigar, implicando la recolección y análisis de datos cualitativos y cuantitativos, es de tipo experimental multivariado ya que se analiza la relación entre distintas variables tanto dependientes (ritmo cardiaco) como independientes (las horas sin dormir) con la somnolencia. Los experimentos fueron cronológicos (diferentes días de la semana durante septiembre y diciembre de 2017), con repetición del estímulo, utilizando un enfoque descriptivo y el correlacional (Hernández Sampieri, Fernández Collado, & Baptista Lucio, Metodología de la Investigación, 2010).

Investigación descriptiva: Utilizada para estudiar y evaluar la ergonomía y experiencia de usuario del prototipo por medio de la aplicación de encuestas. Para esto se dividió la ergonomía en tres variables que debe cubrir: seguridad, bienestar y eficacia.

Investigación correlacional: Utilizada para determinar el nivel de relación existente entre el estado de alerta y el uso del sistema de asistencia para el monitoreo de fatiga por somnolencia, mediante un análisis de varianza y desviación.

Para llevar a cabo la investigación, se empleó la metodología DMAIC de Seis Sigma para el desarrollo de productos, tomando en cuenta el diseño centrado en el usuario (DCU). Se eligió esta metodología ya que tiene un enfoque para desarrollar productos sin defectos (George, 2002), y el DCU contribuye a lograr la satisfacción del cliente por medio de la participación activa del usuario a lo largo del proceso de diseño (Mor Pera, 2009), razón por la cual estas dos fuentes se complementan. Las etapas de la metodología fueron las siguientes:

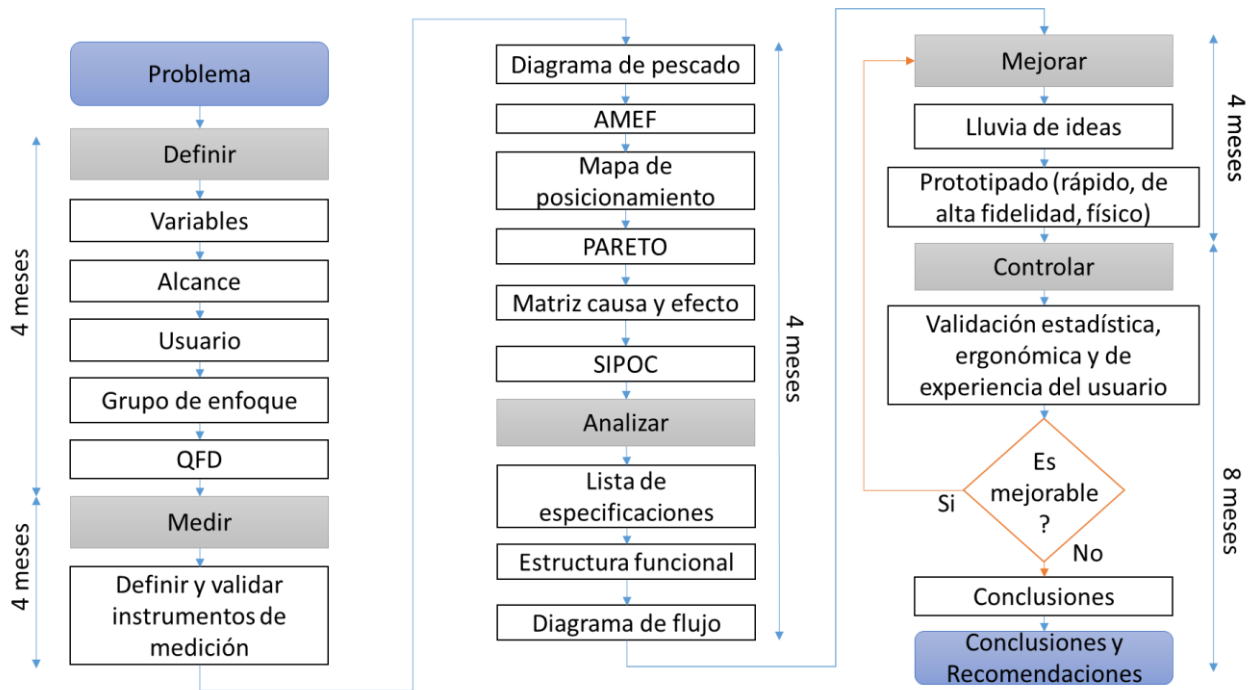


Figura 6.1. Metodología Fuente: elaboración propia con información de George, (Lean Six Sigma, 2002) y IDEO (Human Centered Design Toolkit, 2011).

6.1 Definir:

- Esta etapa consiste en tener claridad y enfoque, se establece lo que es importante, así como las oportunidades de mejora que se desean alcanzar.
- Se emplean herramientas de recolección de datos del problema, así como de lo que espera el cliente del producto por medio de la empatía para identificar los críticos calidad del producto.
- Se define el usuario, el alcance del proyecto y se desarrolla un diagrama Gantt para establecer las actividades a realizar.

Herramientas:

- QFD (Quality function deployment): Técnica de calidad japonesa que aproxima las necesidades del cliente en especificaciones del producto, su objetivo es involucrar al cliente en el proceso de mejora, priorizando sus necesidades para alcanzar la máxima efectividad (Akao, 2004).

- Operacionalización de variables: Herramienta utilizada para tener un mejor panorama de la congruencia y pertinencia de variables. La información se presenta en forma de tabla, presentando la definición operacional y conceptual de las variables, así como las dimensiones, contexto, indicadores, instrumentos de medición y variable de respuesta (Arias, 2012).
- Gantt: Este diagrama es utilizado para delimitar el proyecto por actividades, tomando en cuenta el tiempo disponible para planificar oportunamente el desarrollo de actividades (George, 2002).

6.2 Medir:

- En esta etapa se definen las variables cuantitativas y las variables de respuesta del proyecto.
- Se realiza un análisis de modo y efectos de falla (AMEF) de los productos existentes para determinar las áreas de oportunidad en las que se pueda enfocar el proyecto.

Herramientas:

- Validación de instrumentos de medición: Se evalúan los cuestionarios siguiendo las recomendaciones de construir un comité multidisciplinar de expertos en el tema sobre el que trata el cuestionario a aplicar, para evaluar las preguntas y obtener un único cuestionario consolidado y validado para aplicar a la muestra (Ramada-Rodilla, Serra Pujadas, & Delclós-Clanchet, 2013).
- Diagrama SIPOC: Herramienta que permite tener un panorama completo del proceso desde el inicio al final del proceso. El diagrama hace referencia a los Proveedores (Supplier), el proceso (Process), los resultados del proceso (servicios o productos) (Outputs) y el cliente (Customer) (George, 2002).

- Matriz causa y efecto: Utilizada para identificar las principales causas de las fallas críticas y áreas de mejora de los sistemas existentes (Escalante Vázquez, 2013).
- Diagrama de pescado: También conocido como diagrama de Ishikawa, representa las principales causas de un problema para identificar las causas potenciales (Snee & Hoerl, 2003).
- AMEF: El Análisis de Modos de Falla y Efecto es una herramienta de enfoque usada para priorizar riesgos del proyecto y documentar las acciones recomendadas. Cada falla potencial de un producto o proceso se califica entre 3 criterios en una escala del 1 al 10 (George, 2002). Esta herramienta fue adaptada para evaluar las principales fallas de los productos existentes y facilitar la toma de decisiones en cuanto a las especificaciones del producto a desarrollar.
- Mapa de posicionamiento: Herramienta en la que se posiciona a la competencia en un cuadrante para identificar el área menos explorada, la cual será el área de oportunidad para enfocar el proyecto.
- Gráfica de Pareto: Es una herramienta que establece que el 80% de los problemas se debe al 20% de las causas (Snee & Hoerl, 2003). Contribuye a determinar qué causas son las potenciales y a las que se les debe tomar especial cuidado.

6.3 Analizar:

- En esta etapa se estudian los resultados de la etapa anterior para tomar decisiones sobre el diseño y componentes.

- Realizar propuestas y bocetos.

Herramientas:

- Lista de especificaciones: La lista de especificaciones sirve de base para asegurar los requerimientos solicitados por el cliente, se establecen los requisitos (obligatorios) y deseos (opcionales) de cada especificación (Escalante Vázquez, 2013).
- Estructura funcional: En diseño, esta herramienta permite la visualización del posible funcionamiento del sistema, para generar propuestas más estructuradas del diseño del producto final y realizar una conceptualización adecuada (Mor Pera, 2009).
- Diagrama de flujo: El diagrama de flujo muestra los pasos a llevar a cabo para el correcto funcionamiento del dispositivo desarrollado.

6.4 Mejorar:

- En esta etapa se descubren relaciones entre las variables y se proponen soluciones.
- Se establece el diseño, los componentes que conformarán el dispositivo, los que deberán ser fabricados y los existentes en el mercado que pueden ser ocupados.
- Se desarrollan los prototipos necesarios para la validación de ergonomía, función, interacción y resistencia del producto.

Herramientas:

- Bocetos: Herramienta gráfica que permite representar de manera visual las ideas, para tener un registro y manera de realizar comparaciones y evaluaciones de propuestas (Flores, et al., 2007)
- Prototipado: Pruebas y conceptualizaciones físicas que pueden realizarse de manera rápida para realizar pruebas y validaciones, pueden clasificarse como prototipos rápidos (realizados para evaluar una característica específica del producto, son fáciles de hacer y no se requiere mucho presupuesto), prototipos de alta fidelidad (realizados para evaluar materiales y realizar simulaciones del funcionamiento del producto, se utilizan programas de dibujo asistido por

computadora (CAD), ingeniería asistida por computadora (CAE) y manufactura asistida por computadora (CAM)), prototipos funcionales (generalmente son costosos, requiere invertir en los componentes principales para realizar pruebas de funcionamiento) (Flores, et al., 2007).

6.5 Controlar

- En esta etapa se realiza la validación de prototipos.
- Se realizan pruebas de usabilidad mediante la aplicación de cuestionarios de retroalimentación, aplicando el método VEU de experiencia de usuario que será explicado más adelante.
- Se realizan mejoras y se cierra el proyecto con recomendaciones finales.
- Análisis de confiabilidad y validez de instrumentos de medición:
 - Utilizando alfa de Cronbach para validar el cuestionario de ergonomía a aplicar (Cronbach, 1951).

Herramientas:

- ANOVA: Análisis de Varianza para determinar si existe diferencia significativa entre las muestras (George, 2002).
- Análisis de desviación: Análisis de las desviaciones de los datos para determinar el comportamiento de las variables (Mongomery, 2008).
- Correlación: Análisis que contribuye a determinar la existencia y significancia de la relación entre las variables, así como el tipo de relación existente (positiva o negativa) (Mongomery, 2008).

6.6 Diseño Centrado en el Usuario

El Diseño Centrado en el usuario es el término que se utiliza para describir el diseño en el que el usuario influye en el resultado final (Mor Pera, 2009). El DCU pretende obtener información sobre los usuarios para orientar el diseño y desarrollo de productos (Norman, 2013). De modo que el DCU complementa la metodología DMAIC de Seis sigma para asegurar la satisfacción del cliente al involucrarlo a lo largo del proceso de diseño. Las herramientas utilizadas se tomaron del kit de herramientas del diseño centrado en las personas de IDEO (Human Centered Design Toolkit, 2011). Este manual menciona que el diseño centrado en el usuario pasa por tres fases principales: Escuchar, Crear y Entregar.

En la fase de escuchar se identifica a los usuarios y se recopila información de los usuarios, esta fase se complementa con herramientas de la etapa de definir de la metodología de Seis Sigma mencionadas anteriormente, sin embargo también se realizaron entrevistas individuales y grupos de enfoque para evaluar los productos existentes y obtener retroalimentación en la etapa de prototipado.

En la fase de crear se analiza la información de la fase anterior y se trabaja en generar propuestas de solución, esta fase se complementa con herramientas de las etapas de medir, analizar y mejorar de la metodología de Seis Sigma, agregando la herramienta de lluvia de ideas y bocetos para facilitar el establecimiento de propuestas sobre la construcción del prototipo, así como la herramienta de creación de modelos interpretativos para identificar áreas de oportunidad, en este caso se realizó el mapa de posicionamiento que permitió identificar el área menos explorada por las patentes de productos similares.

En la fase de entregar se implementa y evalúa la solución propuesta, se complementa con la herramienta de controlar de la metodología de Seis Sigma, así como con la realización de un análisis financiero que permita analizar la viabilidad del proyecto.

También se toman en cuenta las propiedades y adecuaciones ergonómicas para lograr que las características físicas del producto se adapten de la mejor manera a las características del usuario (Flores, et al., 2007). Para el caso de estudio se toman en cuenta los tres subfactores de ergonomía: seguridad, bienestar y eficacia (De Lavallo Herrera, 2014).

Otra de las herramientas para asegurar el diseño centrado en el usuario fué la evaluación de la experiencia del usuario, dicha evaluación se realizó mediante la implementación del método VEU desarrollado en una investigación de la Universidad Autónoma de Querétaro por la alumna Mónica Dessireé Martínez Lara (Método de validación de experiencia de usuario, 2018), el cual es una herramienta propuesta para implementarse en la etapa media del proceso de desarrollo de un producto, permitiendo medir cuantitativamente la experiencia del usuario. El método se divide en 7 pasos y evalúa la usabilidad, interacción, estética, empatía y emoción del usuario por medio de la aplicación de preguntas para cada factor con escala Likert. Los resultados se evalúan bajo rangos de consistencia (Figura 6.2) derivados del promedio obtenido en cada factor tomando como máxima puntuación 5 y mínima 0 (Martínez Lara, 2018).

Rangos	Consistencia
$5 \geq x > 4.5$	Excelente
$4.5 \geq x > 3.5$	Bueno
$3.5 \geq x > 3.0$	Aceptable
$3.0 \geq x > 2.5$	Cuestionable
$2.5 \geq x > 2$	Pobre
$2.0 \geq x \geq 0$	Inaceptable

Tabla 6.1. Niveles de consistencia del método VEU. Fuente: (Martínez Lara, 2018).

VII. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

7.1 Definir

7.1.1 Variables:

Variable independiente: Sistema de asistencia para el monitoreo de somnolencia.

Tipo de variable: cualitativa, discreta, dicotómica.

Variable dependiente: Nivel de alerta/somnolencia.

Tipo de variable: Cualitativa, continua, ordinal.

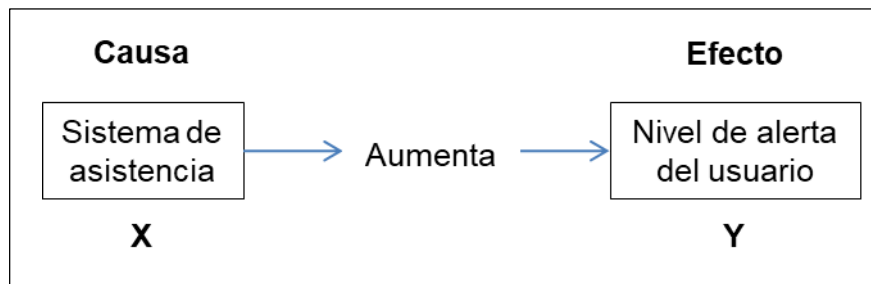


Figura 7.1. Esquema de experimento.

7.1.2 Hipótesis matemática:

$$H_0: \mu_1 = \mu_0$$

$$H_1: \mu_1 > \mu_0$$

Dónde:

μ_1 = promedio del estado de alerta después de que la alarma es activada.

μ_0 = promedio del estado de alerta antes de que la alarma es activada.

Con una hipótesis alternativa de una cola hacia la derecha debido a que sería verdadera si $\mu_1 > \mu_0$ (Mongomery, 2008). Utilizandoficancia de $\alpha = 0.05$

7.1.3 Operacionalización de variables

Se desarrolló la operacionalización de variables para conocer el grado de congruencia entre las variables definidas en el paso anterior. En la Tabla 7.1 puede observarse la definición conceptual y operacional de cada variable, así como los instrumentos que se planean utilizar más adelante. Esta información permite tener una idea más estructurada de los pasos a seguir y se percibe una congruencia suficiente para asegurar una relación entre las variables a estudiar.

Variable	Definición conceptual	Definición operacional	Dimensiones	Contexto	Indicadores	Instrumento	Respuesta
VI: Sistema de asistencia para monitoreo de fatiga por somnolencia	Conjunto de unidades diseñadas para vigilar las variables biofísicas relacionadas con el estado intermedio entre el sueño y la vigilia del conductor a fin de prestarle ayuda cuando se detecten niveles críticos de somnolencia.	Brazalete de monitoreo del nivel de fatiga por somnolencia conectado inalámbricamente a un sistema de alarma sonora.	<ul style="list-style-type: none"> - Sistema de monitoreo de variables biofísicas - Sistema de alarma - Funcionamiento del sistema de asistencia. 	Existencia de un atributo x en una población. Número de corridas del experimento de monitoreo de variables biofísicas para la programación del sistema de asistencia.	<p>Análisis del sistema de alarma: Que se active en el momento de detectar estado crítico.</p> <p>Nivel de correlación</p> <p>Análisis de varianza</p> <p>Evaluación ergonómica.</p>	Encuestas y análisis estadísticos.	Sistema de asistencia funcional para el monitoreo de fatiga por somnolencia.
VD: Estado de alerta del usuario	Condición o grado de vigilancia o atención, especialmente en la prevención de un posible riesgo o daño.	Monitoreo de variaciones de ritmo cardiaco y temperatura para identificar nivel de alerta.	<ul style="list-style-type: none"> - Ritmo cardiaco. - Nivel de somnolencia. 	Población: Operadores de camiones de dos ejes, camiones de tres ejes, tracto camión de dos ejes y tracto camión de tres ejes registrados en México.	<p>Variación del Ritmo cardiaco.</p> <p>Se realizará un monitoreo constante de esta variable para determinar el estado de alerta del conductor.</p>	Sensor de ritmo cardiaco	Recuperar el estado de alerta del conductor cuando sea necesario.

Tabla 7.1. Operacionalización de variables Fuente: elaboración propia con información de RAE (Diccionario de la lengua Española de la Real Academia Española, 2017), Kai-Wei (Drowsiness Detection System Using Heartbeat Rate in Android-based Handheld Devices, 2016) y Picot (On-line detection of drowsiness using brain and visual information., 2012)

7.1.4 Alcance

Después de la revisión de literatura y del establecimiento de las variables a ser estudiadas, se determinó que el alcance del proyecto estará dado por las actividades mostradas en la Figura 7.2.

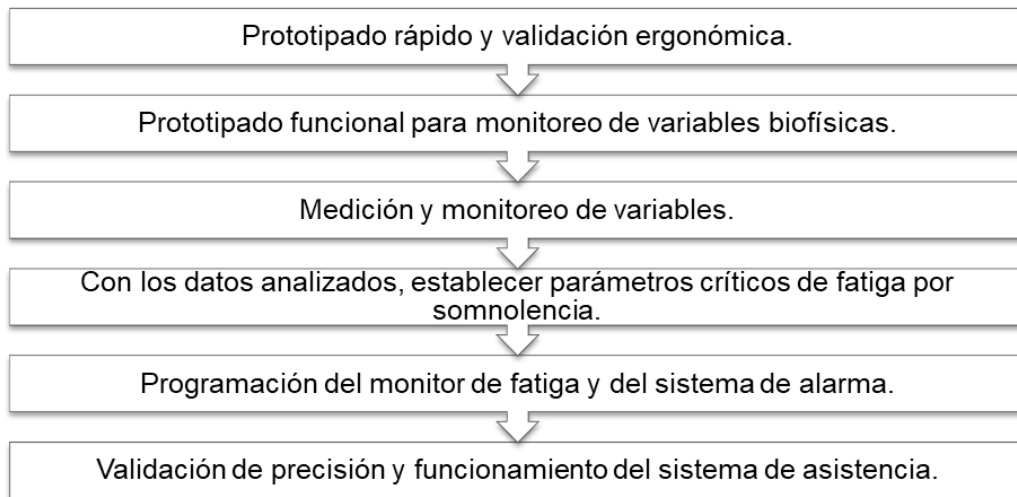


Figura 7.2. Delimitación del proyecto. Fuente: Elaboración propia.

7.1.5 Tiempo estimado del proyecto

Una vez establecido el alcance del proyecto, se realizó una planeación de las actividades a desarrollar mediante un diagrama Gantt (Figura 7.3).

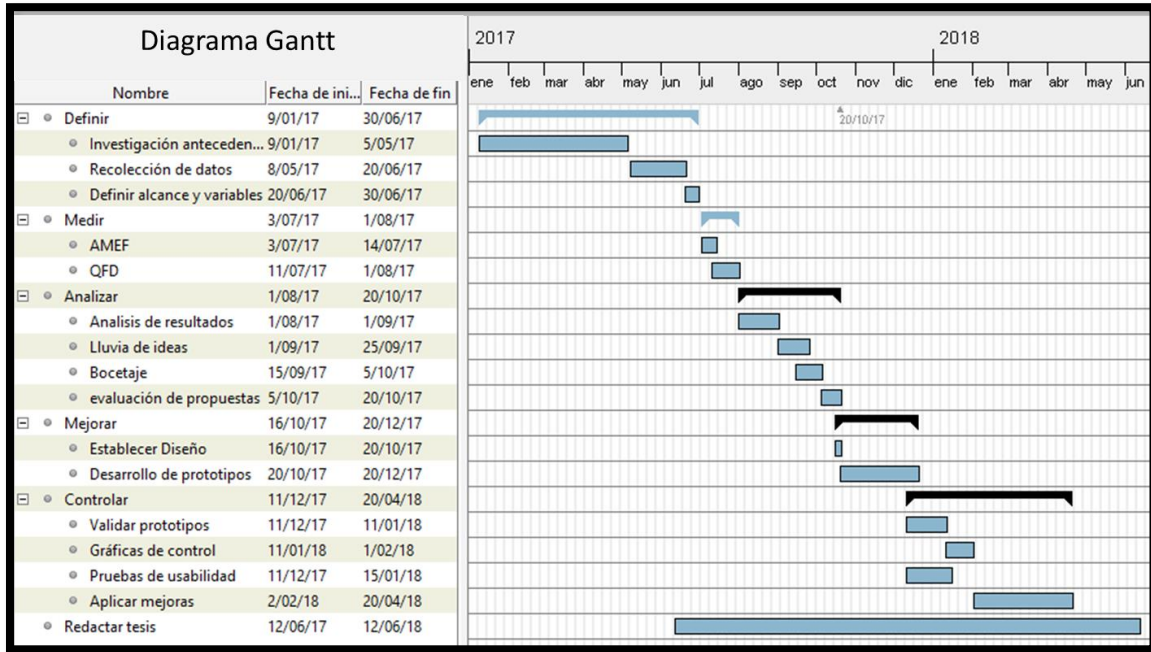


Figura 7.3. Diagrama Gantt. Fuente: Elaboración propia.

7.1.6 Marco contextual

Para realizar esta investigación, se tomaron en cuenta a operadores de camión de carga. El **universo** está conformado por los camiones de dos ejes, camiones de tres ejes, tracto camión de dos ejes y tracto camión de tres ejes registrados en México que son aproximadamente 413,882 (CANACAR, 2015). El **marco muestral** está definido por los 25 operadores de camión de carga de la Transportadora Cervantes ubicada en el Estado de México. Por último, la **unidad de muestreo** que es la unidad mínima de observación de la que se obtendrá la información, está dada por:

$$n = \frac{(N)(Z_a^2)(p)(q)}{d^2(N - 1) + Z_a^2(p)(q)}$$

Dónde:

N= Universo	N= 25
z= Nivel de confianza	z= 1.9
p= Probabilidad de éxito	p= 0.5

q= Probabilidad de fracaso

q= 1- 0.5 = 0.5

d= Precisión

d= 0.1

Por lo tanto:

$$n = \frac{22.5625}{1.1425} = 19.7483 = 20$$

7.1.7 Factor humano

7.1.7.1 Perfil de usuario

Otro de los aspectos importantes a delimitar es el perfil de usuario, tomando en cuenta las características de la población del marco muestral, se definieron los siguientes aspectos:

Edad: Población laboral entre 20 y 39 años, ya que en este intervalo de edad se mantienen condiciones físicas más estables que en edades posteriores (Ávila Chaurand, Prado León, & González Muñoz, 2015).

Género: En su mayoría masculino.

Nacionalidad de origen: mexicana.

Educación: Graduados de secundaria.

Experiencia previa con productos similares: No necesaria.

Lenguaje Nativo: español.

Habilidades de lectura necesarias: Básicas.

Impedimentos físicos: Ninguno

Ocupación: Este sistema de asistencia está pensado para personas de distintas ocupaciones laborales en las que se exponen a situaciones que demandan alto nivel de concentración y la frecuencia de somnolencia aumenta debido a que el horario laboral coincide con las horas de descanso o existe una sobre exigencia al cuerpo. Los perfiles tomados en cuenta en la etapa de diseño son conductores, operadores de maquinaria y médicos.

Habilidades especiales: Información proporcionada en instructivo.

Estado de salud: Sin enfermedades cardiovasculares.

Estos factores fueron tomados en cuenta para establecer las restricciones del sistema propuesto y para determinar las características del sistema de alarma empleado.

7.1.7.2 Grupo de enfoque

Realizado para determinar las necesidades y preferencias del usuario durante el área de planeación del producto a desarrollar, el grupo consistió de 7 usuarios potenciales del producto y un moderador que dirigió las actividades del grupo. Algunas de las características discutidas fueron las relacionadas con el tipo de alarma, la ubicación del dispositivo, las características, usabilidad, tamaño y apariencia del monitor de variables biofísicas. A los participantes se les describieron algunos de los métodos existentes para el monitoreo de somnolencia, ellos calificaron la importancia y el nivel de satisfacción de las principales características de los productos mostrados.

Como resultado de esta actividad se colectó información necesaria para desarrollar otras herramientas de la metodología descritas posteriormente como el QFD y AMEF, así como la realización de lluvia de ideas y bocetos que ayudaron a conformar la lista de especificaciones de los requisitos que debía cumplir el producto desarrollado.

7.1.7.3 Críticos de calidad

Se realizó un despliegue de la función de calidad (QFD) para identificar los críticos de calidad del producto, transformando los criterios de satisfacción en requerimientos para el producto. Se determinaron los “qué” sobre los requerimientos que el producto necesita cumplir y los “cómo” sobre la manera en que se puede cubrir cada requerimiento, posteriormente se designó un nivel de importancia del 1 (menos importante) al 10 (más importante) para cada requerimiento (Tabla 7.2). Para mantener un mayor enfoque en los requerimientos significativos, se eliminaron los 3 menos importantes.

Qué's			Cómos
Requerimientos del cliente		IMP	Requerimientos del diseño
1	Monitorear el nivel de fatiga del conductor	10	Tipo de sensores biofísicos y su programación
2	Alertar al usuario al detectar niveles críticos de fatiga	9	Tipo de alarma y su programación
3	Fácil de operar	6	Número de pasos para operarlo (menos de 5min.)
4	Resistente a altas temperaturas	3	Materiales que soporten temperaturas de hasta 90°C
5	No inflamable	5	Materiales
6	Resistente al impacto	2	Materiales y diseño de carcasa
7	Ligero	4	Materiales
8	Confiable	11	Precisión de sensores
9	Que no obstruya la visibilidad del conductor	8	Dimensión menor a 38cm diámetro
10	No invasivo	7	Evitar sensores cuya toma de información sea invasiva
11	Precio asequible/competitivo	4	Mantener la simplicidad del dispositivo

Tabla 7.2. Relación de “Qué” y “Cómo”. Fuente: Elaboración propia.

Posteriormente se determinó el nivel de relación que tenía cada uno de los “Qué” con cada “Cómo”, otorgando una ponderación de 1 cuando el nivel de relación es débil, 3 cuando la relación es media y 9 cuando la relación es fuerte. Estos niveles de relación son colocados en una matriz, son multiplicados por factor para obtener los críticos de calidad por medio del factor de importancia, revelando los 3 principales requerimientos del cliente a ser tomados en cuenta y las 3 principales especificaciones de diseño que permitirán cubrir los requerimientos (Figura 7.4).

Como resultado, los factores de importancia del QFD muestran que los requerimientos del cliente con mayor importancia son:

- Monitorear somnolencia del usuario.
- Alertar al usuario al detectar niveles críticos de somnolencia.
- Confiabilidad del dispositivo.

Los requerimientos del diseño en los que se enfocará el desarrollo del sistema de asistencia para lograr los requerimientos del cliente son:

- Identificar tipo de sensores que mejor se adapten a las necesidades.
- Definir tipo de alarma y su programación.
- Evaluar la precisión de sensores.

Tema: Sistema de asistencia para el monitoreo de fatiga por somnolencia.

Autor: Ing. Juana Guadalupe Herrera Pérez

1 = Relación débil
 3 = Relación media
 9 = Relación fuerte

Requerimientos del cliente		IMP	1	2	3	4	5	6	7	8	Peso/Importancia Qué's
1	Monitorear el nivel de fatiga por somnolencia del usuari	10	9				9				180
2	Alertar al usuario al detectar niveles críticos de fatiga	9	9	9			3				189
3	Fácil de operar	6			9				3	3	90
5	No inflamable	5				9					45
8	Confiable	11	3	3			9				165
9	Que no obstruya la visibilidad del conductor	8						9			72
10	No invasivo	7	3	1					9		91
11	Precio asequible/competitivo	4	3	3		3				9	72
Peso/Importancia Cómo's		237	133	54	57	216	72	81	54		
Criterios objetivo de los CÓMO											
	Sensor de pulso, sensor de temperatura corporal										
	Que la alarma modifique su estado de alerta y se active cuando sea necesario										
	Operar el disp. En menos de 5 min										
	Materiales resistentes (acrilonitrilo butadieno estireno ABS)										
	Confiabilidad de sensores superior a 85%										
	Dimensión menor a 38cm diámetro										
	Sensores no invasivos										
	Bajo numero de ensambles, facilidad de fabricación										

Figura 7.4. QFD. Fuente: Elaboración propia.

En esta etapa se pudo observar que el desarrollo de un nuevo producto depende de diversos factores. Además el tiempo que requiere el desarrollo de un nuevo producto es en general mayor al tiempo disponible para hacerlo, de modo que los resultados obtenidos sugieren que en la etapa de definición se debe delimitar bien lo que se realizará para poder dar cumplimiento a las metas, tomando en cuenta no sólo el tiempo sino los recursos disponibles para el desarrollo del producto.

7.2 Medir

7.2.1 Instrumentos de medición:

Para la recolección de datos se utilizaron los siguientes instrumentos tanto cuantitativos como cualitativos.

- Sensor de pulso: Para detectar y monitorear detectar ritmo cardiaco. Entre los componentes comerciales se eligió el Pulse Sensor, debido a que es compatible con Arduino para ser programable y dicho sensor cuenta con un sistema de eliminación de ruido para mejorar la exactitud de las mediciones.
- Diseño de experimentos: Para analizar datos recolectados, a fin de analizar el comportamiento y relación de las variables fisiológicas con el estado de somnolencia del usuario. Se realizó un análisis de varianzas, correlación y una comparación de la desviación de los datos.
- Encuestas: Para recopilar información suficiente que permitiera la evaluación y análisis de la ergonomía del prototipo. Para el diseño de la encuesta se realizaron 5 items para cada una de las 3 sub-variables de ergonomía.

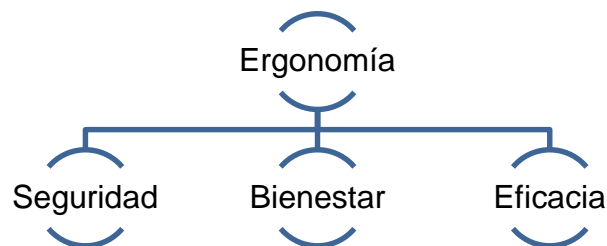


Figura 7.5. Sub-factores de ergonomía. Fuente: Elaboración propia con información de (De Lavalle Herrera, 2014).

Encuesta de ergonomía

Esta encuesta tiene como objetivo evaluar la ergonomía del prototipo del "Brazaletes para monitorear nivel de fatiga por somnolencia". Sus respuestas contribuirán al desarrollo y mejora del dispositivo, por tal motivo solicitamos completa honestidad en sus respuestas, gracias por su participación.

Sus respuestas son anónimas y confidenciales

Instrucciones: Elija una escala para su respuesta donde 1 es totalmente en desacuerdo, 2 en desacuerdo, 3 ni de acuerdo ni en desacuerdo, 4 de acuerdo y 5 es totalmente de acuerdo.

Factor de interés	Concepto	Subdimensiones	Concepto	Ítem	Respuesta				
					1	2	3	4	5
Ergonomía	Disciplina que busca adaptar correctamente los productos, procesos, sistemas y servicios a las alboras del ser humano para mantener su bienestar (De Lavalle Herrera, 2014).	Seguridad	Ausencia de peligro o riesgo.	¿El uso del brazaletes no interfiere en sus actividades normales?	1	2	3	4	5
				¿La intensidad del sonido es adecuada para alertarlo?	1	2	3	4	5
				¿Le es útil que el brazaletes se mantenga indicando su conectividad?	1	2	3	4	5
				¿Encuentra conveniente que el sistema de alarma sea independiente del	1	2	3	4	5
				¿Las luces del brazaletes no son un factor de distracción?	1	2	3	4	5
		Bienestar	Estado de satisfacción y tranquilidad	¿Encontró fácil fue colocarse el brazaletes?	1	2	3	4	5
				¿Considera adecuado el tiempo que tardó en colocarse el brazaletes?	1	2	3	4	5
				¿El ajuste del brazaletes no incomoda la circulación?	1	2	3	4	5
				¿Qué tan conveniente encuentra el uso de baterías en el dispositivo?	1	2	3	4	5
				¿En general, qué tan cómodo encuentra el brazaletes?	1	2	3	4	5
		Confianza	Esperanza firme del funcionamiento de algo.	¿El brazaletes se mantiene en su lugar con firmeza?	1	2	3	4	5
				¿Qué tan suficientes fueron las luces LED para interactuar con el brazaletes?	1	2	3	4	5
				¿Considera adecuado el sistema de sujeción (correa) del brazaletes?	1	2	3	4	5
				¿Considera que los materiales del brazaletes son resistentes?	1	2	3	4	5
				¿En general, el uso del brazaletes le brinda confianza?	1	2	3	4	5

Figura 7.6. Diseño de la encuesta. Fuente: elaboración propia con información de RAE (Diccionario de la lengua Española de la Real Academia Española, 2017) y De Lavalle Herrera (Diseño y ergonomía para la tercera edad, 2014).

Para las respuestas se utilizó una escala Likert con un intervalo de 1 a 5 para facilitar la evaluación e interpretación de los resultados.

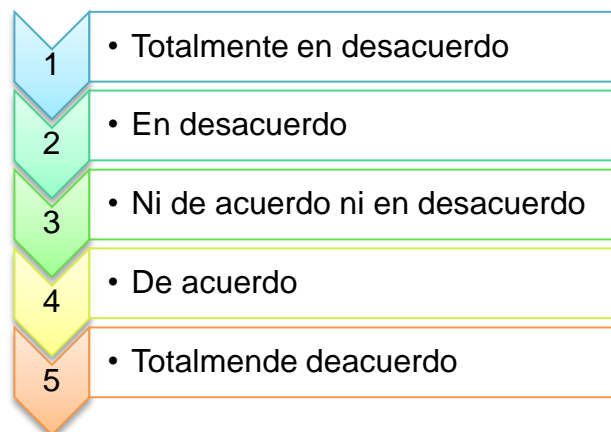


Figura 7.7. Escala Likert. Fuente: Elaboración propia con información de Hernández Sampieri (Metodología de la investigación, 2003).

7.2.1.1 Evaluación del cuestionario

Como se ha explicado en la descripción de la metodología, es recomendable evaluar las preguntas por un comité de expertos en el tema sobre el que trata el cuestionario, por lo que se realizaron hojas de evaluación para conocer si debían mejorarse antes de realizar la aplicación de la encuesta.

La Tabla 7.3 muestra los resultados de la evaluación en los que se determinó que algunas preguntas debían modificarse ya que la coherencia era deficiente y estaba orientada a que la escala mayor fuera positiva, tal como la pregunta: ¿Las luces del brazalete no son un factor de distracción? Que fue modificada por: ¿Las luces del brazalete son un factor de distracción? o la pregunta: ¿El ajuste del brazalete no incomoda la circulación? Que fue modificada por: ¿El ajuste del brazalete el incomoda la circulación? Tomando en cuenta que en las preguntas modificadas, la respuesta obtenida debió invertirse para poder ser tomada en cuenta en el cálculo del promedio de la evaluación. La encuesta con las preguntas corregidas puede consultarse en el apéndice A1.

Usuario	¿Cómo califica las instrucciones del cuestionario?	¿Cómo califica el grado de interrelación y coherencia de los ítems?	¿Cómo califica la validez lógica del cuestionario (Grado en que el cuestionario mide de forma lógica lo que quiere medir)?	¿Cómo califica la validez de contenido (¿abarca todas las dimensiones relacionadas que se quieren estudiar)?	¿Cómo califica el orden de las preguntas?	¿Cómo evalúa la escala de respuestas?	
1	4	4	5	5	5	5	
2	5	2	4	5	5	5	
3	4	5	5	4	4	5	
4	5	4	4	5	5	5	
5	5	3	5	5	4	5	
Promedio	4.6	3.6	4.6	4.8	4.6	5	4.53333333

Tabla 7.3. Evaluación del cuestionario. Fuente: Elaboración propia.

7.2.1.2 Estudio de fiabilidad

Para analizar el grado en que las preguntas reflejan el nivel de ergonomía del prototipo, se realizó una prueba piloto con 5 personas para evaluar la fiabilidad utilizando alfa de Cronbach (Cronbach, 1951). Con un α de Cronbach de 0.93 (Tabla 7.4), se puede determinar que el instrumento empleado tiene un alto grado de confiabilidad, por lo que se procedió a utilizarlo con la muestra en la etapa de Control.

Prueba de fiabilidad del cuestionario

Marca temporal	Sexo	Rango de edad	Ítem 1	Ítem 2	Ítem 3	Ítem 4	Ítem 5	Ítem 6	Ítem 7	Ítem 8	Ítem 9	Ítem 10	Ítem 11	Ítem 12	Ítem 13	Ítem 14	Ítem 15	Suma
12/11/2017 14:33	Hombre	20 a 25	5	5	5	5	3	5	5	4	3	4	5	3	4	5	5	66
13/11/2017 16:32	Mujer	26 a 30	4	4	3	4	2	4	4	3	1	3	4	2	3	3	4	48
13/11/2017 20:02	Hombre	26 a 30	5	5	4	4	3	4	5	3	1	4	5	3	3	4	4	57
17/11/2017 14:00	Hombre	26 a 30	4	5	5	5	3	4	5	4	2	4	5	2	4	5	5	62
17/11/2017 15:42	Mujer	20 a 25	5	5	4	4	2	5	4	3	1	3	4	3	3	5	3	54
		Varianza	0.3	0.2	0.7	0.3	0.3	0.3	0.3	0.3	0.8	0.3	0.3	0.3	0.3	0.8	0.7	48.8

∑ varianzas 6.2

Varianza T 48.8

K ítems 15

α Cronbach 0.9353

$$\alpha = \frac{K}{K-1} \left[1 - \frac{\sum S_i^2}{S_T^2} \right]$$

Tabla 7.4. Prueba de fiabilidad con alfa de Cronbach. Fuente: Elaboración propia con información de Cronbach (Coefficient alpha and the internal structure of tests, 1951).

7.2.2 Diagrama de Pescado

Para la realización del diagrama de pescado se tomaron en cuenta los comentarios de los usuarios en el grupo de enfoque, estableciendo como problema o efecto el fracaso de sistemas de monitoreo de somnolencia, para la consideración de las causas, el diagrama toma en cuenta mano de obra, materia prima, métodos, maquinaria, medición y medio ambiente (Escalante Vázquez, 2013). Para adaptarlo al caso de estudio, se consideró el sistema de medición como maquinaria, el método de medición de somnolencia del dispositivo como método, los materiales que componen el sistema como materia prima, la mano de obra y el medio ambiente.

Como puede observarse en la Figura 7.8, las principales causas que observaron los participantes con el análisis del diagrama fueron: medición intrusiva, método poco confiable,

dispositivos difíciles de operar, materiales no portátiles, y que el sistema aún no es aplicable en entornos reales. Estos resultados muestran que el enfoque de estos sistemas de monitoreo está orientado hacia la implementación en automóviles de gama alta y no están pensados para la venta directa con el usuario, no toman en cuenta aspectos importantes que podrían contribuir a su implementación a gran escala y en otros entornos laborales.



Figura 7.8. Diagrama de pescado. Fuente: Elaboración propia.

7.2.3 Análisis de modos de efectos de fallas (AMEF).

Para la realización del AMEF, se tomaron en cuenta las causas principales identificadas en el diagrama de pescado y se realizó el análisis de éstas en 28 patentes relacionadas. Se estableció la severidad y la probabilidad de ocurrencia de cada falla en cada patente para calcular el nivel de prioridad. En la Tabla 7.5 se muestran los resultados del promedio de evaluación de cada patente.

ANÁLISIS AMEFP

Op. No.	Descripción de la operación	Origen de variables que mide	Modo potencial de la falla	Efectos potenciales de la falla	SEV	OCC	NPR
					Nivel	Prob	Prioridad
1	Método y dispositivo para la detección precisa de somnolencia en tiempo real en operadores usando respuestas fisiológicas. ES2587935T3. 2016	Conductor. Biofísicas (ritmo cardíaco y temperatura)	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	7	63
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	1	8
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	2	20
			No portable	Disgusto	7	0	0
2	Unobtrusive driver drowsiness detection system and method. US 20100109881A1. 2010	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	1	8
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	4	40
			No portable	Disgusto	7	10	70
3	Alarm system for preventing an automotive vehicle driver from dozing at the wheel. US4509040A. 1985	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	2	20
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
4	Method and system for detection of driver drowsiness by an abrupt steering following no steering movement. US4594583A. 1984	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	5	50
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	2	20
			No portable	Disgusto	7	10	70
5	Method and device for driver state detection. US8593288B2. 2013	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	3	30
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	1	10
			No portable	Disgusto	7	10	70
6	Driver Fatigue Monitoring System and Method. US20090261979A1. 2009	Usuario. Movimiento de ojos.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	5	50
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70

7	Vehicle driver condition e.g. fatigue, determining method, involves developing probabilistic model representing cumulated probabilities, and determining condition as driver condition based on cumulated probabilities using model. DE102006060849A1. 2006	Mixto	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	6	48
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	10	100
			No portable	Disgusto	7	10	70
8	Driver warning, especially for warning of driving errors or impeding potential hazards, involves generating warning signal with magnitude dependent on degree of driver inattentiveness. DE10210130A1. 2002	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	5	50
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	2	20
			No portable	Disgusto	7	10	70
9	Method and control device for driver-specific detection of inattentiveness of the driver of a vehicle. DE102005026457A1. 2005	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	4	40
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
10	Driver warning device. DE10339647A1. 2005	Entorno	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	8	80
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	5	50
			No portable	Disgusto	7	10	70
11	Method for recognizing tiredness of driver of vehicle, involves constantly updating summation of weighed steering errors during averaging when current measured value for weighed steering error is added to past averaged association result. DE102009004487A1. 2009	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	4	40
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
12	A system and method for monitoring the state of vigilance of the driver of a vehicle. EP2204784A1. 2008	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	2	20
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
13	Method and device for detecting a change in the behavior of a driver of a motor vehicle. WO2016132032A1. 2016	Mixto	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	2	18
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	9	72
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	2	20
			No portable	Disgusto	7	10	70
14	Adjustable crash discrimination system with occupant position detection. US5446661A. 1995	Usuario. Posición	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	5	50
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
15	System and method for detecting sleepiness. US7887489B2. 2008	Usuario. Ritmo cardíaco, respiración, y sistema óptico.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	9	81
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	6	48
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	5	50
			No portable	Disgusto	7	7	49

16	Sleepiness-estimating device and sleepiness-estimating method. US20140062704A1 .2012	Usuario. Aspectos faciales mediante una cámara.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	6	60
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	4	40
			No portable	Disgusto	7	10	70
17	System for rapid detection of drowsiness in a machine operator. US8040247B2. 2009	Operador. Imágenes faciales mediante una cámara.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	6	60
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
18	Wakefulness level estimation apparatus. US8823792B. 2009	Usuario. Nivel de vigilia	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	6	60
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
19	Method for the quantification of human alertness. US6625485B2 . 2003	Usuario. EEG	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	10	90
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	6	48
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	8	56
20	Method and a system for monitoring a person. US6337629B1. 2002	Usuario. Ritmo cardiaco.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	10	90
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	5	40
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	9	63
21	Alertness monitoring system. US6661345B1. 2003	Usuario. Sensor acustico y de microondas.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	7	63
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	4	32
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	3	30
			No portable	Disgusto	7	10	70
22	System and method for monitoring and managing driver attention loads. US20030181822A1. 2003	Usuario. Movimientos oculares.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	3	30
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
23	Method and apparatus for detection of drowsiness and quantitative control of biological processes. US20040234103A1 . 2004	Usuario. Procesamiento de videos faciales.	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	4	40
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
24	Method for Detecting a Lack of Driver Activity at the Steering Wheel of a Motor Vehicle. US20130173085A1 . 2013	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	6	60
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70

25	Method and a computer program that identifies the negligence by the driver of the vehicle. JP2007514467A . 2007	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	5	50
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
26	How to detect the fatigue and equipment. JP2008546109A. 2008	Mixta	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
27	Apparatus for determining alertness of a driver steering a vehicle. EP2040235A1 . 2009	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	0	0
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70
28	Method for assessing driver attentiveness. US8717197B2. 2014	Vehículo	Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
			Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	2	20
			Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	0	0
			No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	0	0
			No portable	Disgusto	7	10	70

Tabla 7.5 Análisis de Modos de Falla y Efecto (AMEF). Fuente: Elaboración propia.

En la tabla 7.6 se muestra un resumen de las fallas analizadas, sacando el promedio de las probabilidades de ocurrencia. Con éste análisis se puede apreciar que las principales causas del fracaso de los sistemas existentes son: la portabilidad con un nivel de prioridad de 66 debido a que la mayoría de los sistemas analizados requieren instalación y son fijos; que sean poco confiables con un nivel de prioridad de 28.9 debido a que, aunque la probabilidad de ocurrencia es baja, la severidad de la falla es alta, por lo que es un factor que debe considerarse en el desarrollo del sistema de asistencia; otro factor que también debe tomarse en cuenta es la intrusividad con un nivel de prioridad del 14.5 debido al nivel de severidad de la falla.

Resumen AMEF

Modo potencial de la falla	Efectos potenciales de la falla	SEV	OCC	NPR
¿De qué maneras puede fallar?	¿Cuál es el impacto en el cliente si la falla ocurre?	Nivel	Prob	Prioridad
Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	2	14.5
Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	3	28.9
Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	1	10.9
No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	1	14.3
No portable	Disgusto, limitación de uso	7	9	66

Tabla 7.6 Resumen Análisis de Modos de Falla y Efecto (AMEF). Fuente: Elaboración propia.

7.2.4 Mapa de posicionamiento

Este mapa permite visualizar de manera gráfica la posición que ocupan las patentes estudiadas con respecto a ciertas características. Para la realización de este mapa se tomó en cuenta el nivel de intrusividad y la portabilidad, debido a que la confiabilidad es una característica obligatoria para el desarrollo del dispositivo y la portabilidad es la principal falla a resolver según la herramienta AMEF. En la Figura 7.9 puede apreciarse que el área de oportunidad se encuentra en el desarrollo de un sistema de monitoreo de somnolencia que cuente con menor intrusividad y mayor portabilidad, por lo que el dispositivo a desarrollar debe considerar sensores no intrusivos y una comunicación inalámbrica para asegurar la portabilidad.

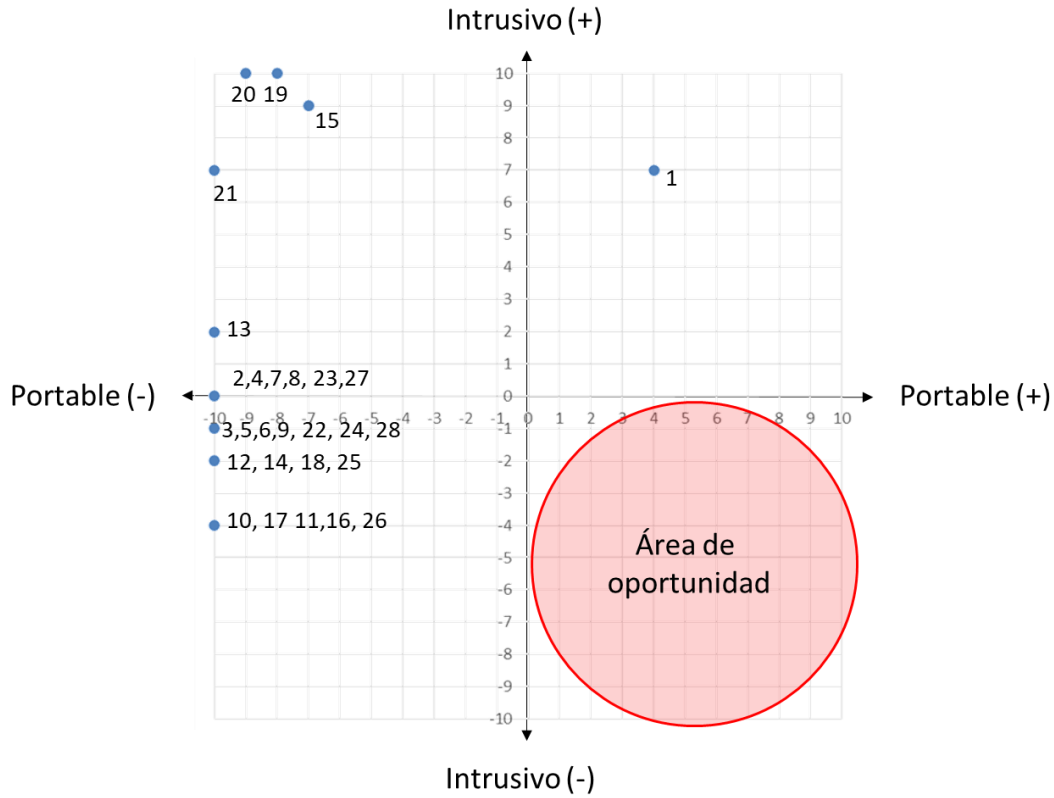


Figura 7.9. Mapa de posicionamiento. Fuente: Elaboración propia.

7.2.4 Pareto

Con los resultados conjuntos del AMEF, se realizó un diagrama pareto para representar gráficamente las principales causas que provocan el poco alcance de los sistemas de monitoreo de somnolencia existentes. En la gráfica de la Figura 7.10 se puede apreciar que las principales causas del poco éxito de la mayoría de los sistemas existentes son la portabilidad de los sistemas, que sean intrusivos y la confianza o precisión de los sistemas. Estas causas se tomarán en cuenta para determinar las especificaciones, el funcionamiento y los componentes del sistema a desarrollar.

Para hacer frente a estas fallas, se determinó que el sistema de asistencia desarrollado sería un dispositivo usable (wearable device) que implemente sensores no intrusivos, cuidando que la señal de la variable biofísica monitoreada sea procesada para procurar eliminar los ruidos ocasionados por el movimiento y el entorno.

PARETO

Causas	#	%	AC
Intrusivo	4	14	4
Poco confiable	1	4	5
Difícil de operar	1	4	6
No aplicable aún en entorno real	1	4	7
No portable	21	75	28
	28		

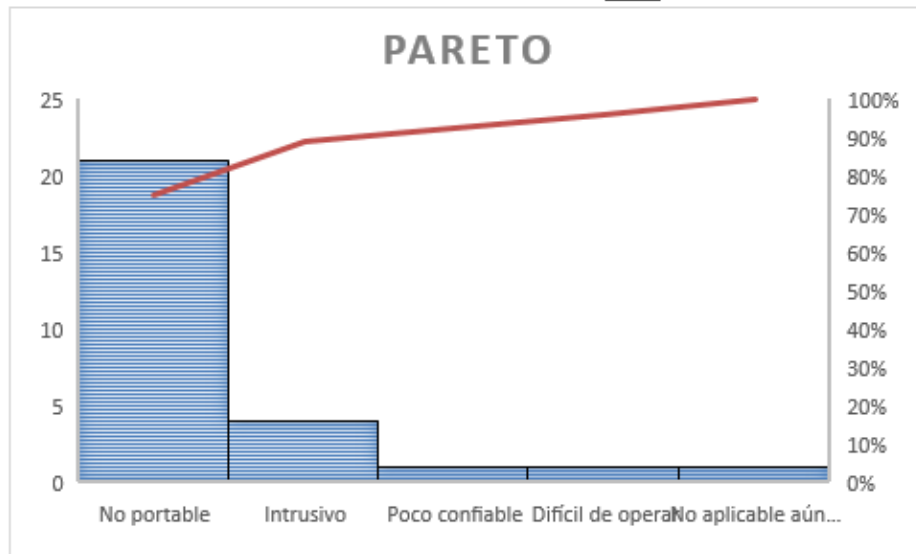


Figura 7.10. Pareto. Fuente: Elaboración propia

7.2.5 Matriz causa efecto

A partir del diagrama PARETO se genera una matriz de causa y efecto con la finalidad de identificar aquellas operaciones que son más relevantes para lograr el resultado esperado, o que mayor influencia tienen en el éxito del producto. La matriz causa y efecto está enfocada al proceso de desarrollo de productos, tomando en cuenta las etapas de escuchar, identificar necesidad, investigar, identificar oportunidades, prototipar, evaluar y mejorar e implementar (IDEO, 2011). Debido a los resultados mostrados en la Tabla 7.7, se

define que de las siete etapas que involucra, sólo tres etapas son las críticas para lograr el éxito del sistema de asistencia, las cuales son:

- Prototipar
- Escuchar la voz del cliente
- Evaluar y mejorar

Con una ponderación de 8.61, la etapa de prototipado es la que más se relaciona con la aparición de fallas en los sistemas de monitoreo de somnolencia existentes. Esta es la etapa del proceso en la que se eligen los componentes del sistema de alerta y de la cual depende la precisión del monitoreo del nivel de somnolencia.

Principales fallas de sistemas de monitoreo de fatiga	No portable (75%)	Intrusivo (14%)	Poco confiable (4%)	Difícil de operar (4%)	No aplicable a entorno real (4%)	Resultado
Escuchar	●	●	○	●	○	8.61
Identificar necesidad	○	●	●	○	●	4.35
Investigar	△	●	●	△	●	2.77
Identificar oportunidades	○	○	△	●	△	3.11
Prototipar	●	●	●	●	○	8.85
Evaluar y mejorar	●	●	●	○	○	8.61
Implementar	○	●	△	●	●	4.27

Relación		
Fuerte	●	9
Media	○	3
Débil	△	1

Tabla 7.7. Matriz causa efecto. Fuente: Elaboración propia.

7.2.6 Diagrama SIPOC

Con el diagrama de causa y efecto se determinó que la etapa más importante para influir en la calidad y aplicación efectiva del desarrollo del sistema de asistencia, es la etapa de prototipado. Para analizar el proceso de desarrollo del producto de una manera más detallada e identificar las variables que impactan en la etapa de prototipado, se desarrolló un diagrama SIPOC (Suppliers, Input, Process, Output, Customer) mostrado en la Figura 7.11.

Con el diagrama SIPOC se pueden apreciar las variables que impactan en esta etapa del proceso, estas variables son la delimitación de propuestas, el plan de actividades, los

recursos, la delimitación y la construcción física del prototipo. De modo que para que el desarrollo del sistema de asistencia cumpla los objetivos, esta información se traduce en cuidar la calidad de los recursos (componentes) del prototipo, respetar el plan de actividades y la delimitación de las soluciones. Así mismo, es principalmente en esta etapa en donde deben tomarse en cuenta las opiniones y retroalimentaciones de los usuarios.



Figura 7.11. Diagrama SIPOC. Fuente: Elaboración propia.

7.3 Analizar

Con el análisis de los resultados de la etapa anterior, se tomaron decisiones sobre el diseño y componentes a emplear en el desarrollo del prototipo. Como se mencionó anteriormente, los requisitos que el sistema de asistencia a desarrollar debe cumplir son: portabilidad, confiabilidad y no intrusividad. Por lo que en esta etapa se analizan los datos para conceptualizar el producto a desarrollar.

7.3.1 Análisis de variables del proyecto:

Se monitoreó la variación del ritmo cardiaco de la muestra en el transcurso de un día entero durante sus actividades laborales y cotidianas normales, esto para identificar los rangos de ritmo cardiaco de cada usuario y personalizar la programación del dispositivo. Para facilitar el análisis de los datos, se identificó el ritmo cardiaco justo al quedarse dormidos con el fin de comprobar que existía una variación en el ritmo cardiaco en estados de vigilia-somnolencia y se analizaron los datos de cada voluntario. En la Figura 7.12 puede verse la variación del ritmo cardiaco cuando un voluntario tomaba una siesta. Como puede apreciarse en la gráfica, en el momento de quedarse dormido, el ritmo cardiaco pasa drásticamente de 71 a 59 pulsaciones por minuto.

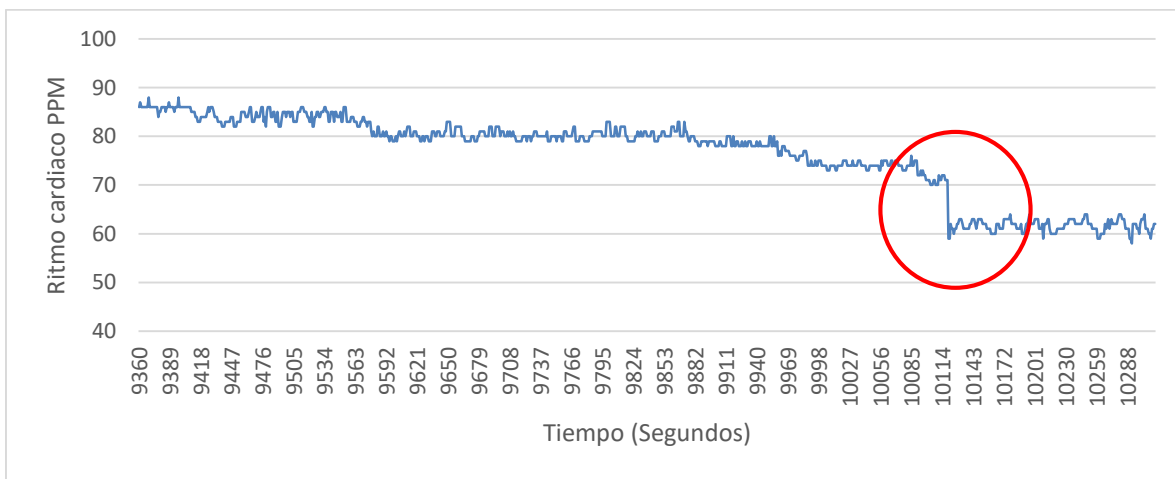


Figura 7.12. Variación de Ritmo Cardiaco de Voluntario al Tomar una Siesta. Fuente: Elaboración propia.

Con las pruebas realizadas se confirmó que la transición de vigilia a sueño provoca el descenso del ritmo cardiaco, como se ha demostrado anteriormente (España Patent No. S2587935T3, 2016), lo cual refleja los cambios en el sistema nervioso autónomo (Shinar, Akselrod, Dagan, & Baharav, 2006). El ritmo cardiaco normal en estado de reposo de adultos sanos (sin problemas cardiacos) entre 20 a 39 años que mantienen una actividad física de baja a moderada, se encuentra entre 60 y 90 PPM (pulsaciones por minuto), mientras que en un estado de privación del sueño oscila entre 56 y 60 PPM. Así mismo, la variabilidad del ritmo cardiaco provee información directa del estado fisiológico del usuario, lo cual es útil

para coleccionar informacion detallada del ciclo de somnolencia y anticipar situaciones de riesgo. Por esta razon, se propone utilizar un sensor de pulso, por lo que se utilizo como base la escala realizada con base en un estudio de monitoreo por encefalograma para programar el dispositivo mostrada en la Tabla 7.8 (Kumar Singh, Sankar, & Kumar Thakur, 2016).

Ritmo Cardiac (PPM)	Porcentaje de Alerta	Ritmo Cardiac (PPM)	Porcentaje de Alerta	Ritmo Cardiac (PPM)	Porcentaje de Alerta
> de 80	100%	72	73%	63	42%
80	97%	71	70%	62	38%
79	94%	70	67%	61	34%
78	91%	69	64%	60	30%
77	88%	68	61%	59	26%
76	85%	67	58%	58	23%
75	82%	66	54%	57	20%
74	79%	65	50%	< de 57	de 10% a 0%
73	76%	64	46%		

Tabla 7.8. Relacion entre Ritmo Cardiac y Estado de Alerta. Elaboracion propia con informacion de Kumar Singh, et al., (A Real Time Heart Rate Monitor Using Non-Contact Electrocardiogram for Automotive Drivers, 2016) y Anilkumar (Design of Drowsiness, Heart Beat Detection System and Alertness Indicator for Driver Safety, 2016).

7.3.2 Lista de especificaciones

Para asegurar que las propuestas cumplan con los requerimientos solicitados por los usuarios, se realizo una lista de especificaciones que sirvio de apoyo para la evaluacion y seleccion de propuestas. Las especificaciones se dividieron en areas de funcion, materiales, dimensiones y suministro de energia (Tabla 7.9). En cada area se establecen las especificaciones de restriccion (R), las cuales debian ser cubiertas obligatoriamente y de deseo (D), las cuales podrian ser o no cubiertas. Con esta lista de especificaciones se realizaron las evaluaciones previas del prototipo para posteriormente ser presentado a los

usuarios. Conociendo las restricciones, se procede a conceptualizar el posible producto a desarrollar y puede establecerse el funcionamiento del mismo.

Proyecto	Sistema de asistencia para el monitoreo de somnolencia		
Motivo	Respuesta a una necesidad		
Objetivo	Disminuir accidentes por somnolencia		
Concepto	Fecha	R/D	Descripción
Función	18/01/2017	R	Monitorear el nivel de somnolencia del usuario
	18/01/2017	D	No invasivo
	18/01/2017	D	Monitoreo inalámbrico
	18/01/2017	R	Alertar al usuario al detectar altos niveles de somnolencia
	20/01/2017	R	Comprobar estado de alerta del usuario
	25/03/2017	R	Que la operación del equipo requiera menos de 10 minutos
	29/01/2017	D	Detectar nivel de alerta del conductor
Materiales	02/02/2017	R	Resistente a temperaturas de hasta 90°C
	05/02/2017	R	No inflamable
	25/03/2017	R	Resistentes al impacto
	20/03/2017	D	Materiales reutilizables
	23/03/2017	D	Pesar menos de 1kg
Dimensiones	20/01/2017	R	Que no obstruya la visibilidad del conductor
	21/01/2017	D	Dimensiones menores a 38cm de diámetro
Energía	10/02/2017	R	Accionamiento eléctrico
	20/02/2017	D	Que se alimente de la energía del vehículo

Tabla 7.9. Lista de especificaciones. Fuente: Elaboración propia.

7.3.3 Estructura funcional

La estructura funcional muestra el proceso del funcionamiento del producto. Como puede observarse en la Figura 7.13, para que el sistema de detección del nivel de somnolencia comience a operar, se requiere recibir la información recaudada por los distintos sensores, posteriormente la información es procesada y analizada para determinar el estado y nivel de somnolencia del usuario, si el nivel de somnolencia es de alto riesgo, el sistema activa una alarma para mantener el nivel de alerta del usuario, más adelante el ciclo se repite mediante la comprobación del nivel de alerta.

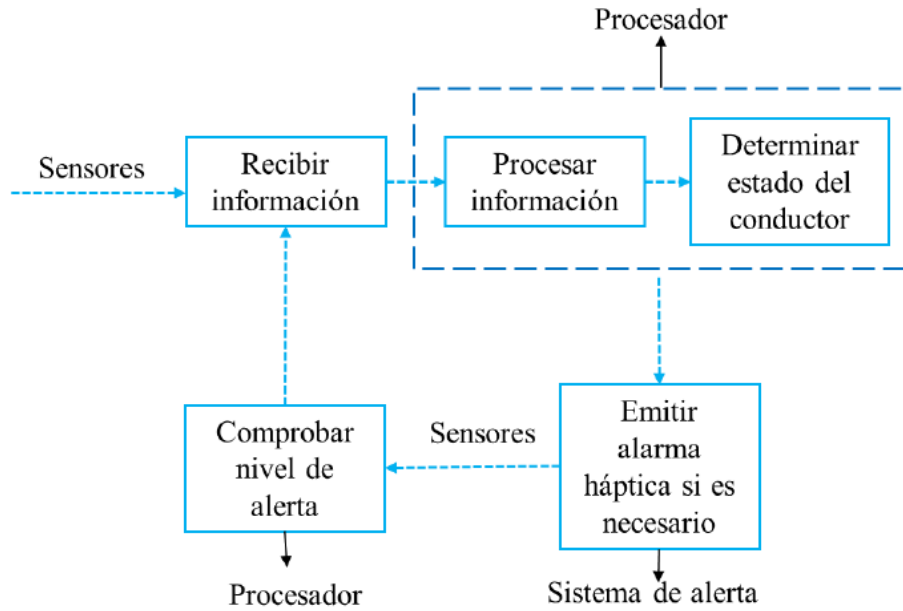


Figura 7.13. Estructura funcional. Fuente: Elaboración propia.

7.3.4 Diagrama de flujo

El diagrama de flujo muestra el proceso de funcionamiento del sistema de asistencia. En la Figura 7.14 puede observarse que el proceso comienza con la entrada de la señal, dicha señal es recibida por el sensor de pulso, posteriormente pasa por un filtrado de señal para eliminar el ruido provocado por el movimiento del usuario ya que es un dispositivo usable. Después de que la señal es filtrada y procesada, se determina el ritmo cardiaco del usuario y se analiza este ritmo cardiaco para relacionarlo al nivel de somnolencia, de modo que si el ritmo cardiaco es menor a 60 pulsaciones por minuto, las condiciones se consideran anormales y se procede a activar el sistema de alarma, posteriormente, el sistema comprueba el ritmo cardiaco y se repite el ciclo. Este es el diagrama de flujo general, son embargo, se debe recordar que para establecer el parámetro de ritmo cardiaco, se monitoreó el ritmo cardiaco de cada persona para personalizar la programación del dispositivo.

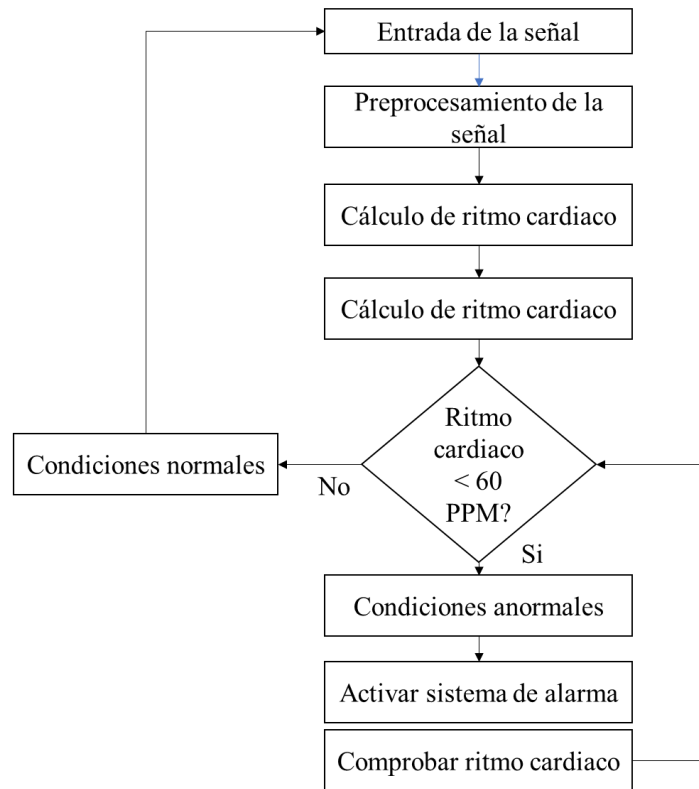


Figura 7.14. Diagrama de flujo del funcionamiento. Fuente: Elaboración propia.

7.4 Mejorar

En esta etapa se establece el diseño, los componentes que conformarán el dispositivo, los que deberán ser fabricados y los existentes en el mercado que pueden ser ocupados. De este modo se determinó que el dispositivo se dividirá en dos partes: el sistema de alarma y el monitor de variables biofísicas. Se desarrollaron prototipos para la validación de ergonomía, función, interacción y usabilidad del producto.

7.4.1 Lluvia de ideas y bocetos

De acuerdo a los resultados del QFD en etapas anteriores, se realizaron bocetos de las propuestas que mejor cumplían con los críticos de calidad. Gracias a la retroalimentación del usuario en esta etapa, se identificó que la propuesta de diseño mejor aceptada fue la que ubicaba los sensores en la muñeca (Figuras 7.16 y 7.17). Además por cuestiones de precisión

en las mediciones, la lectura del sensor es más precisa cuando se coloca en la parte interna de la muñeca que en la parte externa, por lo que se eligió la propuesta de la figura 7.17.

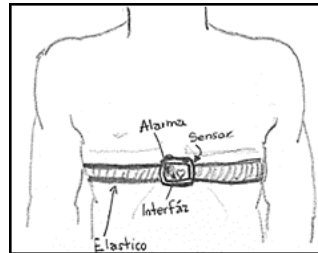


Figura 7.15. Sensor de pulso cardíaco en el pecho. Fuente: Elaboración propia.



Figura 7.16. Sensor de pulso cardíaco en la parte externa de la muñeca. Fuente: Elaboración propia.

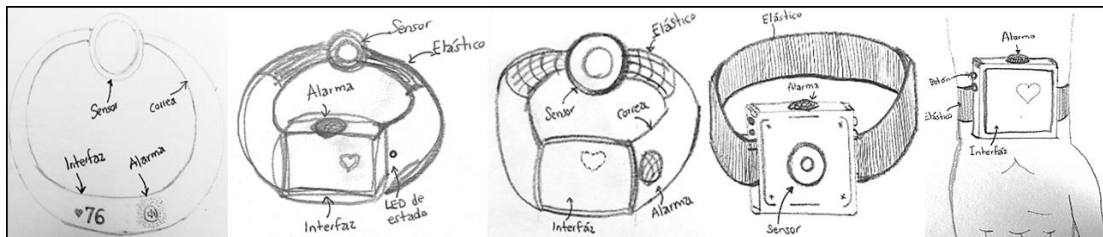


Figura 7.17. Sensor de pulso en la parte interna de la muñeca (mayor precisión de lectura).

Fuente: Elaboración propia.

7.4.2 Análisis de material

Los materiales para la realización del prototipo se eligieron dependiendo el propósito del prototipo. En donde el detalle no era requerido, se establecieron materiales de bajo costo y fáciles de conseguir, mientras que en los prototipos funcionales se eligieron por calidad,

dimensiones, especificaciones y precisión de los sensores. Los materiales utilizados se describen a continuación.

Componente	Costo total	Costo parcial
Esponja OASIS (aprox. ½ placa)	\$ 16.00	\$ 8.00
Pegamento marca Resistol (Aprox. ¾ del bote)	\$ 23.00	\$ 17.25
Elástico, resorte	\$ 7.00	\$ 7.00
Resanador de madera (aprox. 10ml)	\$ 44.00	\$ 3.5
Silicón líquido (Aprox. 1/10)	\$ 50.00	\$5.00
Foamy Moldeable (1/2)	\$ 18.00	\$ 9.00
TOTAL	\$ 158.00	\$ 49.75

Tabla 7.10. Materiales prototipo rápido. Fuente: Elaboración propia.

Para el prototipo funcional del monitor de variables biofísicas se utilizaron los componentes mostrados en la Tabla 7.11, utilizando un sensor de pulso con circuitos de eliminación de ruido y amplificación de señal para asegurar la exactitud en las mediciones.

Componente	Costo total
Tarjeta Arduino Nano	\$ 140.00
Protoboard 400 puntos	\$ 22.00
Cables	\$ 18.00
Sensor de pulso	\$ 100.00
Resistencias 4.7 KΩ	\$ 5.00
TOTAL	\$ 285.00

Tabla 7.11. Materiales prototipo funcional: monitor de variables biofísicas. Fuente: Elaboración propia.

Para el prototipo del sistema de alarma, se utilizaron los componentes mostrados en la figura 7.12, utilizando una sirena que alcanza 120 decibeles, equivalentes a los alcanzados por una sirena de ambulancia, tomando en cuenta que un reproductor de música a máximo volumen alcanza aproximadamente 105 decibeles (NIDCD, 2014).

Componente	Total	Parcial
Tarjeta Arduino UNO	\$ 140.00	\$140.00
Protoboard 400 puntos	\$ 22.00	\$ 0.00
Cables	\$ 18.00	\$ 3.00
Sirena	\$ 275.00	\$ 275.00
TOTAL	\$ 255.00	\$218.00

Tabla 7.12. Materiales prototipo funcional: alarma. Fuente: Elaboración propia.

Componente	Total
Tarjeta LightBlue Bean	\$ 650.00
Sensor de pulso	\$ 100.00
TOTAL	\$ 750.00

Tabla 7.13. Materiales prototipo funcional: brazaletes. Fuente: Elaboración propia.

Se realizaron estudios estáticos y de caída para probar la resistencia y el material de la carcasa con la que se realizaría el prototipo, se probó con 2 diseños de carcasa (Modelo A y B) con ácido poliláctico (PLA), debido a ser los consumibles comunes en manufactura aditiva, con la cual se realizaría el prototipo. Los resultados se muestran a continuación.

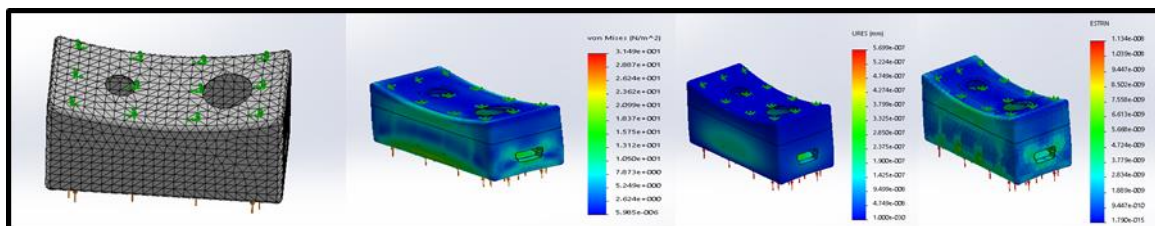


Figura 7.18. Estudio de tensión, desplazamiento y deformación del modelo A respectivamente. Fuente: Elaboración propia.

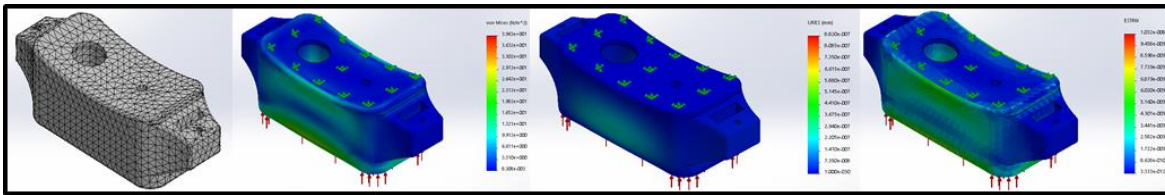


Figura 7.19. Estudios de tensión, desplazamiento y deformación del modelo B respectivamente. Fuente: Elaboración propia.

Además, se realizó un estudio de caída para estudiar la resistencia de la carcasa, la altura de la caída analizada fue desde 1000 mm que es aproximadamente la distancia de la mano al piso en posición normal y se determinó una rigidez de suelo firme aplicando el mismo material (PLA). Debido a que el modelo A tenía un sistema de sujeción demasiado pequeño, corría el riesgo de romperse más fácilmente con una caída, razón por la cual el estudio arrojó una falla en el estudio (Figura 7.20). Además, aunque la tensión y desplazamiento era un poco mayor en el modelo B, la deformación era notablemente menor y el estudio de caída mostró que es lo suficientemente resistente para soportar el impacto, de modo que se eligió el modelo B y se hicieron correcciones para reforzar la parte más delgada en donde se percibía mayor desplazamiento.

Aunado a esto, el diseño de la carcasa sigue la forma natural de la muñeca para asegurar el confort y se realizó una adaptación detallada en el área del sensor, manteniendo la parte que lo cubre lo más delgada posible para asegurar y mantener contacto total con la piel del usuario. Ya que debido a que este dispositivo se utiliza en la muñeca, donde la calidad de la señal puede degradarse debido al ruido del ambiente y de los movimientos naturales del usuario.

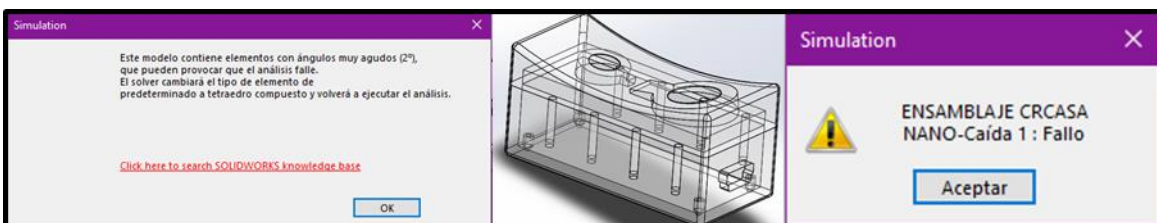


Figura 7.20. Estudios de caída libre del modelo A. Fuente: Elaboración propia

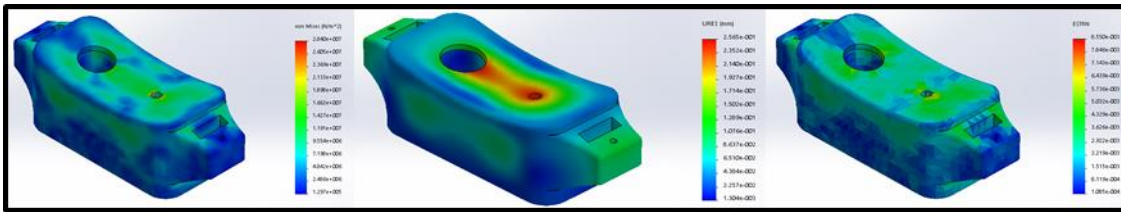


Figura 7.21. Estudio de caída libre del modelo B (Tensión, desplazamiento y deformación).

Fuente: Elaboración propia.

7.4.3 Prototipado rápido

Realizados para evaluar la ergonomía y forma del dispositivo. Estos prototipos fueron realizados con espuma Oasis y cubiertos con resanador de madera para darle un mejor acabado. Cuatro diferentes sistemas de sujeción fueron propuestos (Figura 7.22) permitiendo observar que la mejor manera de asegurar la posición del sensor era la utilización de materiales elásticos.



Figura 7.22. Prototipos para evaluación de sistemas de sujeción

7.4.4 Prototipado de alta fidelidad:

Realizado en Solid Works (Figura 7.23), desarrollando el modelado de los componentes que compondrían tanto el sistema de asistencia como el brazalete para monitorear variables biofísicas, lo que permitió realizar el diseño de las carcasas y el análisis de estudios de resistencia (tensión, desplazamiento y deformación).

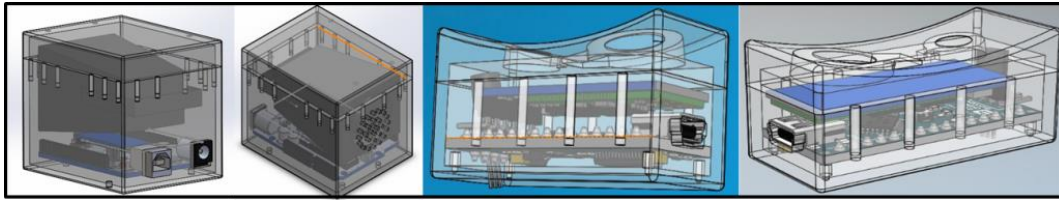


Figura 7.23. Prototipo de alta fidelidad. Fuente: Elaboración propia.

7.4.5 Prototipo físico:

En cuestión del prototipado físico, hubo diversas dificultades, tanto con el comportamiento de los sensores como con la adaptación al dispositivo. Al fabricar las carcasas, el sistema de unión no era resistente, de modo que se rediseñaron para fortalecer las extremidades que sostendrían la correa, el diseño mostrado en la Figura 7.24 es el que mejor se adaptó a las necesidades.

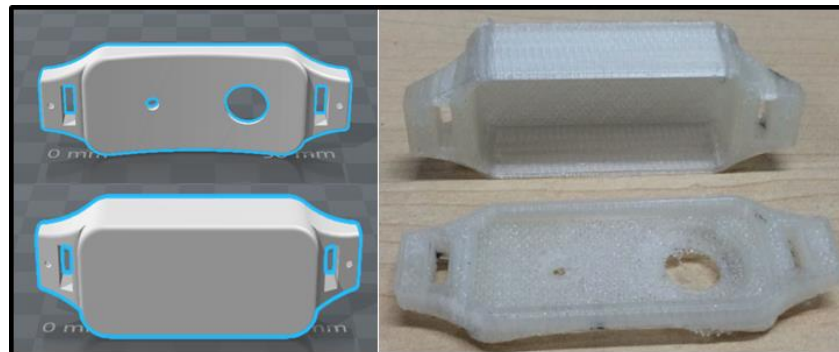


Figura 7.24. Carcasa seleccionada. Fuente: Elaboración propia.

Para monitorear las variables biofísicas se utilizó un sensor de frecuencia cardiaca para Arduino de 0.625 pulgadas de diámetro y 0.125 pulgadas de grosor (Figura 7.25). Combina esencialmente un sensor de frecuencia cardíaca óptico simple con circuitos de cancelación de ruido y amplificación que lo hacen rápido y fácil de obtener lecturas de pulso confiables (World Famous Electronics, 2017).

Para el sistema de sujeción se tomó en cuenta el elástico mejor evaluado en la parte de prototipado rápido y se colocaron los componentes dentro de la carcasa fabricada (Figura

7.25). La carcasa del sistema de asistencia fue fabricada en MDF (Figura 7.26), para reducir costos y tiempo de fabricación.

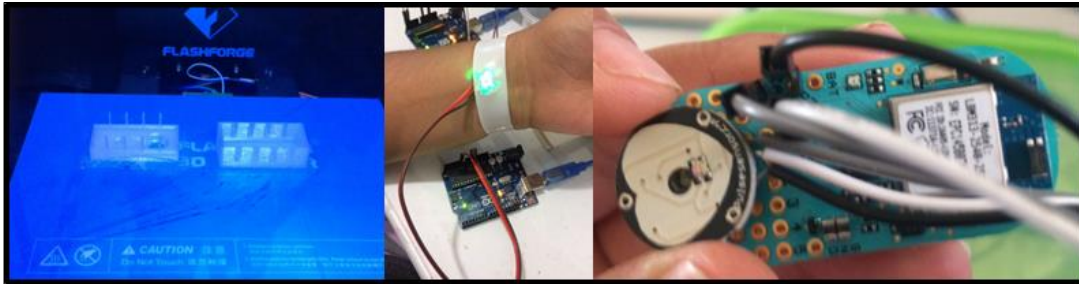


Figura 7.25. Prototipo físico. Fuente: Elaboración propia.



Figura 7.26. Sistema de asistencia para el monitoreo de somnolencia. Fuente: fotografía propia.

7.5 Controlar

Una vez teniendo el prototipo físico, se validó el funcionamiento para proceder a llevar a cabo las pruebas con los usuarios, tomando en cuenta las observaciones para la realización de mejoras. Las mejoras propuestas tomaron en cuenta el alcance y delimitación del proyecto.

7.5.1 Recolección de datos

Para la recolección de datos se montó un simulador de manejo compuesto por una computadora, un volante y unos lentes de realidad virtual (Figura 7.27 y 7.28). Se realizó una interfaz por medio del software Processing que facilitó el análisis y permitió observar los datos en tiempo real mientras las pruebas eran realizadas. Debido a que los parámetros de ritmo cardiaco dependen de ciertos factores como la edad, condición y actividad física, se analizaron los datos de cada voluntario, por lo que, antes de realizar la simulación, los usuarios utilizaron el brazalete durante un día entero, se extrajeron los parámetros de cada uno y se personalizó la programación.

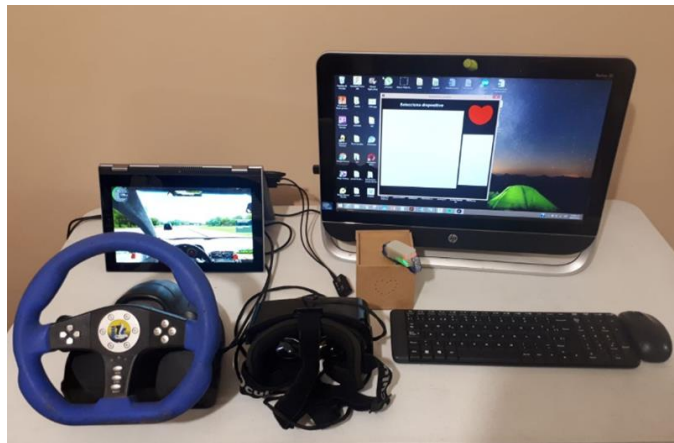


Figura 7.27. Simulador de manejo e interfaz.



Figura 7.28. Voluntario utilizando prototipo en simulador de manejo.

7.5.2 Investigación correlacional

Realizada para conocer la relación del comportamiento de los datos con el uso y no uso del sistema de asistencia desarrollado y facilitar el análisis y validación de los resultados.

7.5.2.1 Análisis de varianza

Se realizó con un nivel de confianza del 95% ($\alpha=0.05$) para determinar si la diferencia entre las medias es estadísticamente significativa. Debido a que la hipótesis nula indica que las medias entre el nivel de somnolencia sin el uso del sistema de asistencia y con el uso del sistema de asistencia son iguales, se espera encontrar una diferencia significativa para rechazar esa hipótesis.

Ya que F calculada es mayor que F de tablas (Tabla 7.14), se rechaza H_0 . Al ser el p -value más pequeño que α se sabe que las medias son diferentes, por lo tanto, el uso del sistema de asistencia sí genera una diferencia significativa en el nivel de alerta del usuario, lo que demuestra la relación entre el uso del sistema de asistencia y el nivel de somnolencia del usuario.

ANOVA						
	SS	GL	MS	Fo	Ftablas	P-value
Tratamientos	1690	4	423	298	2.47	2E-26
Error	49.6	35	1.42			
Total	1739.6	39				

alfa	5%
a	5
n	20
N	40

Tabla 7.14 ANOVA. Fuente: Elaboración propia con información de (Mongomery, 2008).

Con la gráfica de caja (Figura 7.29) se puede observar que la diferencia del ritmo cardiaco después de que el usuario se quedó dormido sin el uso del sistema de asistencia (1), se mantiene entre 2 y 4 pulsaciones por minuto mientras que con el uso del dispositivo (2), la diferencia se mantiene entre 14 y 16 pulsaciones por minuto, la pendiente de la gráfica muestra que sí hay un aumento en el ritmo cardiaco al activar el sistema de asistencia y por consiguiente se determina que el dispositivo sí contribuye en la recuperación del nivel de alerta de los usuarios.

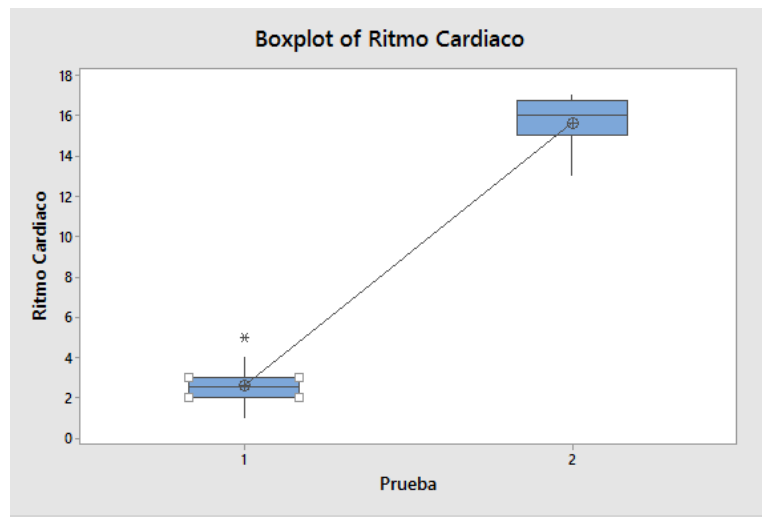


Figura 7.29. Gráfica de Caja. Fuente: Elaboración propia con Minitab.

7.5.2.2 Nivel de correlación

Se realizó un estudio de correlación para estudiar el grado de relación entre el uso del dispositivo y el nivel de alerta del usuario, ya que hasta ahora con el análisis de varianzas sólo se sabe que sí hay diferencia significativa pero no es suficiente para aceptar la hipótesis alternativa de que el sistema de asistencia permite recuperar el estado de alerta del usuario.

Con un coeficiente de correlación R del 98.56% (tabla 7.15), se puede afirmar que existe un alto grado de correlación entre el uso del sistema de asistencia y el nivel de alerta del usuario.

S	R	R²	R² corregida
1.14248	98.56%	97.15%	97.07%

Tabla 7.15. Resumen de estudio de correlación. Fuente: Elaboración propia con Minitab.

7.5.2.3 Análisis de desviación

Se realizó un análisis comparativo de las desviaciones de cada situación: antes de quedarse dormido, mientras se quedó dormido y después de quedarse dormido, con la intención de analizar la dispersión de los datos y determinar cómo se comporta la diferencia significativa entre el uso y no uso del sistema de asistencia que se encontró con el análisis de varianzas.

Como se observa en la Tabla 7.16 el promedio de las desviaciones entre el estado de despierto a dormido no sufren ningún cambio ya que hasta ese momento no se ha realizado ninguna intervención. Sin embargo, sí hay diferencia en el promedio de la desviación después de quedarse dormido sin el uso y con el uso del sistema de asistencia.

En las gráficas de desviación (Figura 7.30) se puede observar que, sin el uso del sistema de asistencia, los datos se desvían 4.53 pulsaciones por minuto entre quedarse dormido y después de quedarse dormido; mientras que, con el uso del dispositivo, los datos se desvían 8.59 pulsaciones por minuto, lo que indica que el usuario sí recupera su estado de alerta. También puede observarse que la desviación es menor entre antes de quedarse dormido y después de quedarse dormido con el uso del dispositivo de asistencia debido a que el usuario vuelve a mantenerse en estado de alerta después de que la alarma es activada. Con esta información se concluye que al pasar de un estado de alerta a uno de somnolencia, el ritmo cardiaco disminuye en promedio más de 9 pulsaciones por minuto, sin importar el rango de PPM de cada persona.

SIN SISTEMA DE ASISTENCIA				CON SISTEMA DE ASISTENCIA			
n	PPM despierto VS PPM dormido	PPM dormido VS PPM después	PPM despierto VS PPM después	n	PPM despierto VS PPM dormido	PPM dormido VS PPM después	PPM despierto VS PPM después
1	11.3137085	2.12132034	9.19238816	1	8.48528137	9.19238816	0.70710678
2	12.7279221	1.41421356	11.3137085	2	12.0208153	10.6066017	1.41421356
3	12.0208153	0.70710678	11.3137085	3	9.89949494	11.3137085	1.41421356
4	8.48528137	3.53553391	4.94974747	4	9.19238816	9.89949494	0.70710678
5	12.7279221	2.12132034	10.6066017	5	10.6066017	9.89949494	0.70710678
6	12.7279221	2.12132034	10.6066017	6	9.89949494	10.6066017	0.70710678
7	9.89949494	1.41421356	8.48528137	7	7.77817459	11.3137085	3.53553391
8	12.0208153	0.70710678	11.3137085	8	9.89949494	12.0208153	2.12132034
9	7.77817459	1.41421356	6.36396103	9	7.77817459	9.89949494	2.12132034
10	8.48528137	2.82842712	5.65685425	10	8.48528137	10.6066017	2.12132034
11	8.48528137	1.41421356	7.07106781	11	9.89949494	11.3137085	1.41421356
12	8.48528137	2.12132034	6.36396103	12	9.89949494	11.3137085	1.41421356
13	7.77817459	1.41421356	6.36396103	13	10.6066017	11.3137085	0.70710678
14	7.77817459	2.12132034	5.65685425	14	9.89949494	12.0208153	2.12132034
15	8.48528137	2.82842712	5.65685425	15	9.19238816	11.3137085	2.12132034
16	9.19238816	1.41421356	7.77817459	16	9.89949494	12.0208153	2.12132034
17	11.3137085	0.70710678	10.6066017	17	9.19238816	12.0208153	2.82842712
18	8.48528137	2.12132034	6.36396103	18	9.19238816	10.6066017	1.41421356
19	9.19238816	2.82842712	6.36396103	19	7.77817459	11.3137085	3.53553391
20	8.48528137	1.41421356	7.07106781	20	9.19238816	12.0208153	2.82842712
Prom	9.79342892	1.83847763	7.95495129	Prom	9.43987553	11.0308658	1.80312229
Desv				Desv			
TOT	8.27256045	4.53928719	7.27478081	TOT	7.85113906	8.59576521	3.93138261

Tabla 7.16. Desviaciones de los datos. Fuente: Elaboración propia con Excel.

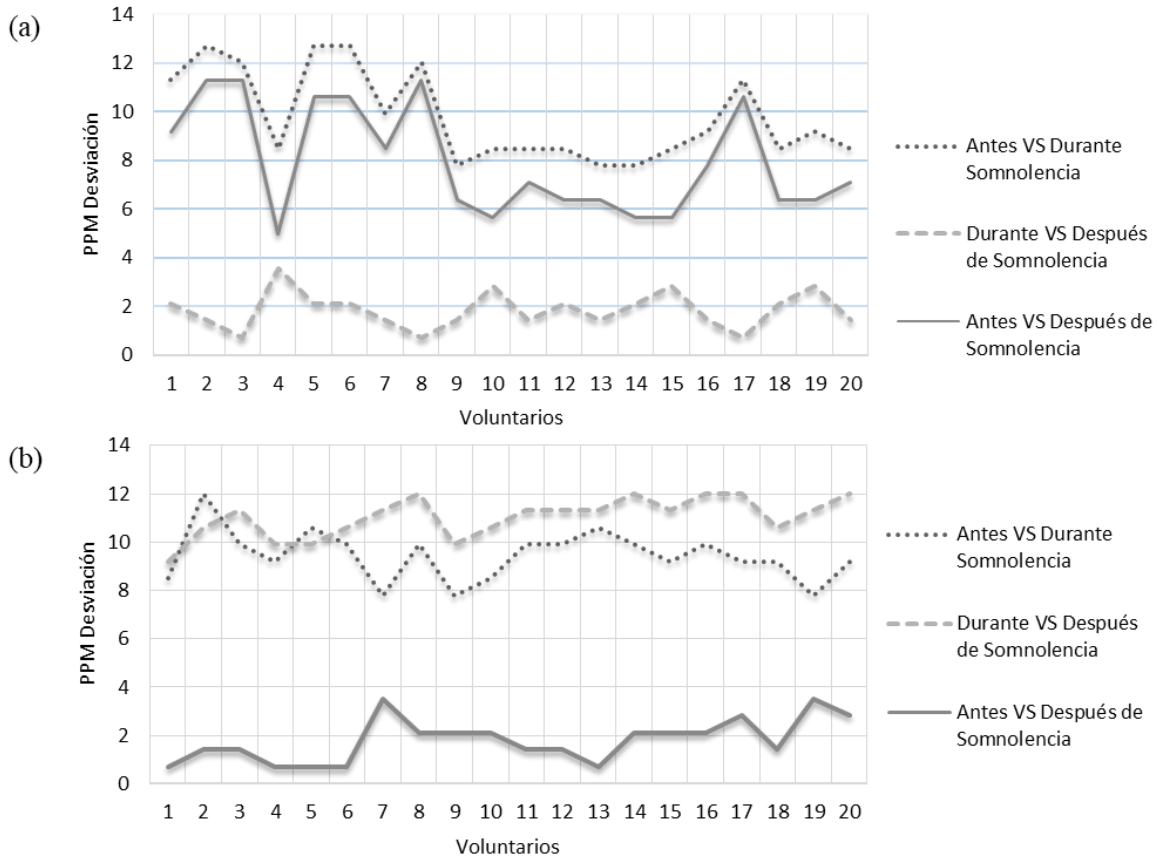


Figura 7.30. Comparación de desviaciones sin el sistema de asistencia (a) y desviaciones con el sistema de asistencia (b). Fuente: elaboración propia con Excel.

Para ilustrar mejor el efecto del sistema de asistencia, se muestra una gráfica comparativa del ritmo cardiaco de un voluntario al activar el sistema de alarma y al no activarlo (Figura 7.31) Al comparar ambas gráficas se puede observar que el usuario recupera su estado de alerta con el uso del sistema de asistencia, sin embargo, su ritmo cardiaco oscila en un rango menor al que presentaba antes de la aparición de somnolencia, por lo que se hace hincapié en que una vez detectado un periodo de somnolencia crítico, el descanso es necesario para recuperar el nivel de alerta por completo. En la Figura 7.32 pueden observarse las distintas fases del experimento.

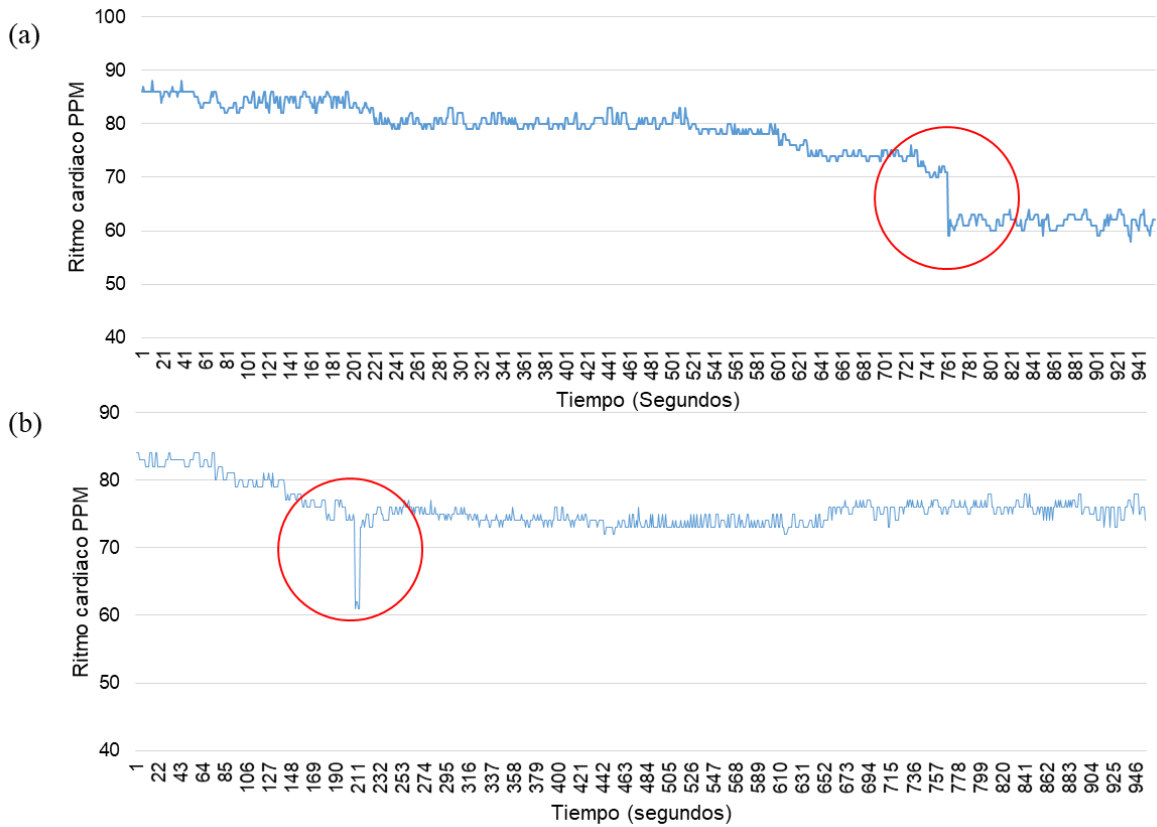


Figura 7.31. Comparación de ritmo cardiaco de voluntario sin activar el sistema de asistencia (a) y activando el sistema de asistencia (b). Fuente: elaboración propia con Excel.



Figura 7.32. Pruebas con usuario a) usuario antes de la presencia de somnolencia, b) momento en que se detecta somnolencia, c) usuario después de que la alarma fue activada.

7.5.2.4 Exactitud del sistema de monitoreo propuesto

La exactitud hace referencia a qué tan cerca están las mediciones del sistema del valor real, para ello se aplicó un análisis de las mediciones con una señal de 76 pulsaciones por minuto para determinar con cuánta exactitud el brazalete emitía el valor correcto al mantenerse en constante movimiento. Para facilitar el análisis de los datos se realizó una gráfica de control con Minitab para conocer la linealidad y el sesgo de las mediciones.

Como puede observarse en la Figura 7.33, aunque existen datos fuera de los límites de control, los datos tienden a establecerse dentro del rango las 76 PPM, de modo que las mediciones fuera de los límites se atribuyen al ruido en las mediciones debido a tratarse de un sistema portable. Con apoyo de los resultados de la gráfica, se obtiene una exactitud del ± 2 PPM con un nivel de confianza del %79 mientras que se obtienen una exactitud del ± 3 PMM con un nivel de confianza del 98%.

Estos resultados pueden parecer bajos pero en comparación con otros dispositivos usables desarrollados como el de Minho Choi (Wearable Device-Based System to Monitor a Driver's Stress, Fatigue, and Drowsiness, 2017), cuya exactitud es de 68.3% en conjunto del total de variables que su dispositivo monitorea y alcanzando una exactitud del 84.4% en monitoreo de somnolencia, puede verse que el dispositivo desarrollado puede mejorarse e implementarse para ser útil en la disminución de accidentes laborales de este tipo.

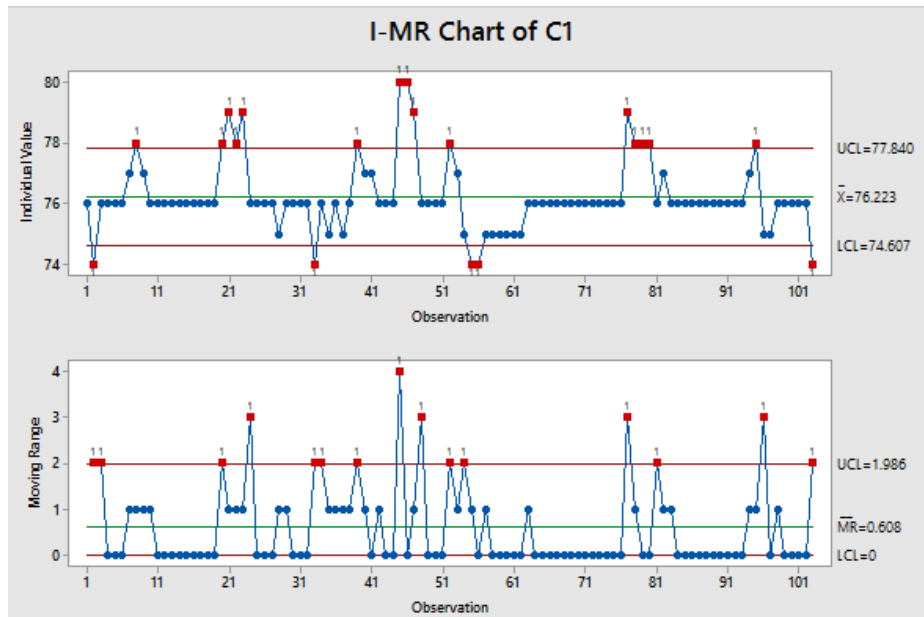


Figura 7.33. Gráfica de control. Fuente: elaboración propia con Minitab.

Para conocer el comportamiento de las mediciones se realizó un histograma (Figura 7.34), con el que se puede observar que los datos mantienen un comportamiento normal con un sesgo positivo inclinado hacia la derecha con una desviación de los datos de 1.163 PPM.

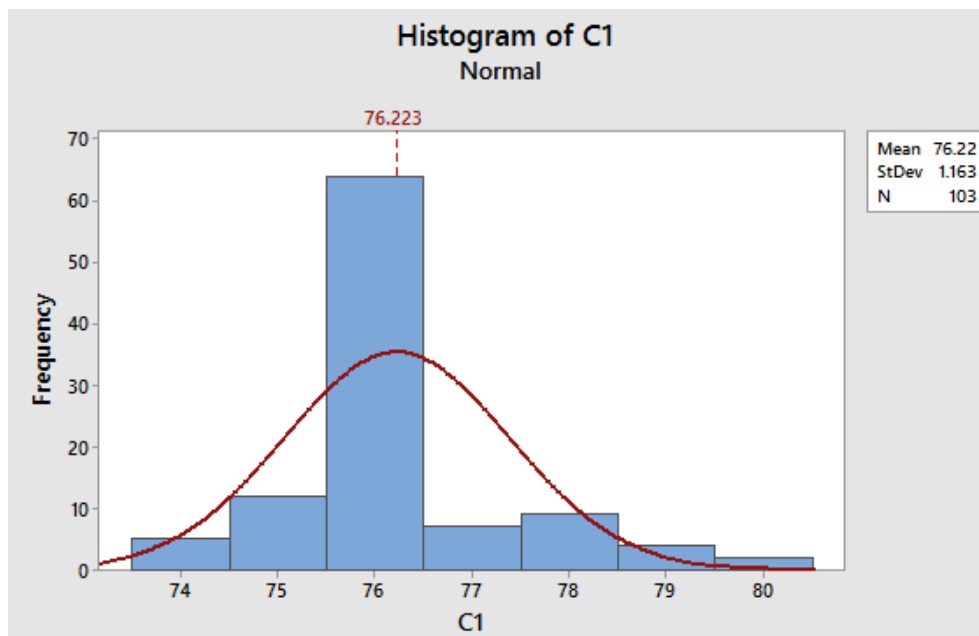


Figura 7.34. Histograma de mediciones. Fuente: elaboración propia con Minitab.

7.5.3 AMEF del sistema propuesto

Para la realización del análisis de modos de fallas y efectos del dispositivo propuesto, se tomaron en cuenta las causas principales que se evaluaron en el análisis de las 28 patentes relacionadas. Se estableció la severidad de cada causa y la probabilidad de ocurrencia de cada falla se evaluó con las pruebas de validación del prototipo. En comparación con los promedios de la Tabla 7.5, puede apreciarse en los resultados que se logró disminuir el índice de ocurrencia de las fallas de intrusión y portabilidad; por otro lado, aunque el índice de confiabilidad fue menor, aún se considera mejorable debido a los resultados mencionados en el paso anterior. Así mismo, se debe mejorar la facilidad de uso, ya que algunos participantes calificaron el dispositivo propuesto como un poco difícil de operar la primera vez de uso.

Modo potencial de la falla	Efectos potenciales de la falla	SEV	OCC	NPR
¿De qué maneras puede fallar?	¿Cuál es el impacto en el cliente si la falla ocurre?	Nivel	Prob	Prioridad
Intrusivo	Molestia y rechazo.	9	0	0
Poco confiable	Frustración, molestia, puede ser causa de un accidente.	10	2	20
Difícil de operar	Frustración y molestia.	8	3	24
No aplicable aún en entorno real	No llega al cliente	10	2	20
No portable	Disgusto, limitación de uso	7	0	0

Tabla 7.17 Análisis de Modos de Falla y Efecto (AMEF) del sistema propuesto. Fuente: Elaboración propia.

7.5.4 Investigación descriptiva

Para la investigación descriptiva se aplicó la encuesta a 20 personas, la base de datos fue generada con los resultados de los cuestionarios realizados en google forms. Después se filtraron los datos y se adaptaron las respuestas de algunas preguntas para que la escala mayor (4 y 5 de la escala Likert) pudiera ser tomada como evaluación positiva y se calculó el porcentaje de evaluaciones positivas por sub-factor y por ítem para identificar los aspectos a mejorar (Figura 7.17).

Resp	SEGURIDAD					BIENESTAR					CONFIANZA				
	Ítem 1	Ítem 2	Ítem 3	Ítem 4	Ítem 5	Ítem 6	Ítem 7	Ítem 8	Ítem 9	Ítem 10	Ítem 11	Ítem 12	Ítem 13	Ítem 14	Ítem 15
1	0	0	0	0	1	0	0	0	12	0	0	0	0	0	0
2	0	0	0	0	7	0	0	3	4	0	0	7	1	0	0
3	0	1	3	1	10	2	1	10	4	9	0	9	8	3	3
4	9	7	10	12	2	9	7	6	0	8	9	4	9	10	12
5	11	12	7	7	0	9	12	1	0	3	11	0	2	7	5

Tabla 7.18. Resultados generales de encuestas. Fuente: Elaboración propia.

Con la tabla 7.18 y la Figura 7.35 se puede observar que el sub-factor ergonómico más bajo es el de bienestar, el cual está relacionado con la comodidad y usabilidad del prototipo.

En la Figura 7.36 se puede observar que, en cuestión de seguridad, el ítem a mejorar es el 5, que hace referencia a los factores de distracción en el dispositivo. En la Figura 7.37 se puede observar que, en cuestión de bienestar, los ítems a mejorar son el 4, 3 y 5, que hacen referencia a la comodidad del brazalete y al tipo de alimentación del dispositivo. En la Figura 7.38 se puede observar que, en cuestión de confianza, los ítems a mejorar son el 2 y el 3, que hacen referencia a la interfaz y al sistema de sujeción del brazalete.

RESUMEN				SEGURIDAD					BIENESTAR					CONFIANZA				
Variab	R Posit	Total	%	Ítem	Resp+	Total	%	% T	Ítem	Resp+	Total	%	% T	Ítem	Resp+	Total	%	% T
SEGUR	77	100	77%	1	20	20	100%	20%	1	18	20	90%	18%	1	20	20	100%	20%
BIENES	55	100	55%	2	19	20	95%	19%	2	19	20	95%	19%	2	4	20	20%	4%
CONFIA	69	100	69%	3	17	20	85%	17%	3	7	20	35%	7%	3	11	20	55%	11%
				4	19	20	95%	19%	4	0	20	0%	0%	4	17	20	85%	17%
				5	2	20	10%	2%	5	11	20	55%	11%	5	17	20	85%	17%

Tabla 7.19. Resumen de evaluación de ergonomía en general y por sub-factores. Fuente: Elaboración propia.



Figura 7.35. Gráfica de evaluación de ergonomía. Fuente: Elaboración propia.

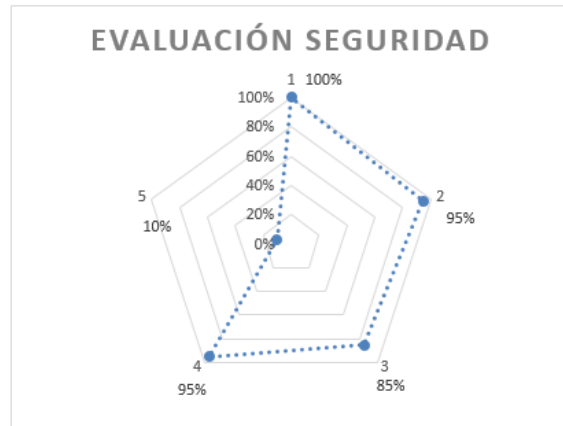


Figura 7.36. Gráfica de evaluación de seguridad. Fuente: Elaboración propia.

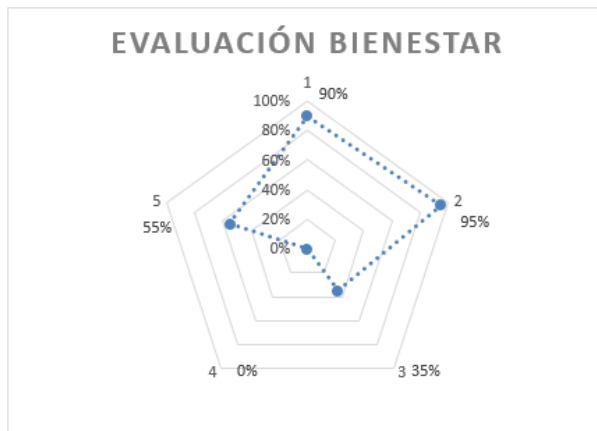


Figura 7.37. Gráfica de evaluación de bienestar. Fuente: Elaboración propia.

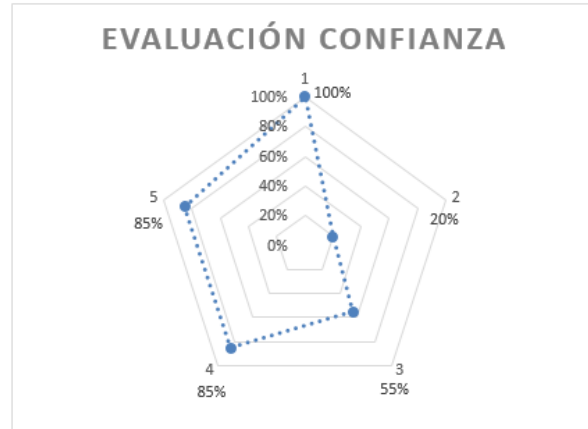


Figura 7.38. Gráfica de evaluación de confianza. Fuente: Elaboración propia.

Aunado a los resultados anteriores, los participantes tuvieron oportunidad de agregar comentarios en la aplicación de la encuesta, 17 de los 20 participantes emitieron observaciones, las cuales fueron tomadas en cuenta para establecer las mejoras que se le realizarían al primer prototipo. Los comentarios realizados por los usuarios se listan en la Figura 7.39. Como puede observarse, confirmando los resultados de la encuesta, una consideración importante es la correa de fijación, la interfaz y la alimentación del prototipo.

Observaciones

17 respuestas

Mejorar apariencia
Podrías considerar utilizar baterías de litio recargables
Podrían ser baterías más pequeñas
Molesta un poco después de tenerlo mucho tiempo puesto
Sería bueno que mostrara Ritmo Cardíaco
La batería es algo incómoda
Se me durmió un poquito la mano después de un rato
Sería bueno que no fuera transparente el plástico
Si la luz no titilara tan seguido distraería menos
Sería mejor si fuera recargable
Me gustó, ojalá se pueda ocupar pronto
No entendí bien qué indicaban las luces
Solo se me hizo algo grande el brazalete
Fue interesante, solo que las pruebas fueron algo largas
Estaría bien que me mostrara los datos en mi celular
Recargarlo sería mejor
La correa podría ser de silicón y las pruebas más rápidas

Figura 7.39. Retroalimentación de los usuarios.

7.5.5 Validación de experiencia de usuario (VEU)

Los resultados de la aplicación del método de VEU se muestran por pasos a continuación:

a) PASO 1: Delimitación

- a. **Género:** Indistinto (masculino en la muestra)
- b. **Edad:** Como la especificación de edad para el proyecto es entre 20 y 39 años, ya que en este intervalo de edad se mantienen condiciones físicas más estables que en edades posteriores (Ávila Chaurand, Prado León, & González Muñoz, 2015), se entra en los grupos D (adulto joven de 18 a 30 años) y E (adulto de 30 a 60 años) del método VEU.
- c. **Zona geográfica:** Urbana
- d. **Alfabetización:** Media

b) PASO 2: Síntesis de prototipo

- a. **Objetivo:** Recuperar estado de alerta/vigilia.
- b. **Función:** Monitoreo de somnolencia.
- c. **Necesidad a resolver:** Disminución de accidentes por somnolencia

c) PASO 3: Delimitar

- a. **Tipo de prototipo:** Desarrollo de producto.

d) PASO 4: Factores a evaluar

Este método permite evaluar los siguientes factores:

- a. **Usabilidad:** aspectos referentes a la manipulación del prototipo por parte del usuario para lograr tareas específicas dado un contexto específico de uso.
- b. **Interacción:** siendo una acción recíproca entre dos o más objetos provocando reacciones como aprendizajes e intenciones.
- c. **Estética:** Elemento significativo para el usuario de acuerdo a un contexto específico, contempla los sentidos principales (tacto, olfato, audición, gusto, visión).

- d. Empatía:** Participación afectiva de una persona en una realidad ajena a ella, generalmente en los sentimientos de otra persona.
- e. Emocional:** Alteraciones de ánimo produciendo emociones y expresiones (miedo, alegría, tristeza, indignación, sorpresa, aburrimiento, diversión, asco, deseo, etc.).

e) PASO 5: Selección de ítems

Los ítems se seleccionaron acorde al propósito de la validación y la naturaleza del proyecto (desarrollo de productos).

a. Usabilidad:

USA_A_01 ¿Qué tan fácil es aprender a manipular el producto por primera vez?

USA_A_02 ¿Qué tan fácil es manipular el producto ágilmente?

USA_A_03 ¿Qué tan fácil es recordar el uso del producto?

USA_A_04 ¿Qué tan fácil es cometer errores en el uso del producto?

b. Interacción:

INT_A_01 ¿Qué tan fácil es el inicio de la interacción?

INT_A_02 ¿Qué tan fácil es el desarrollo de la interacción?

INT_A_03 ¿Qué tan fácil es el final de la interacción?

INT_B_02 ¿Con que facilidad percibe dolor?

INT_C_02 ¿Cómo percibe la eficiencia de la interacción?

c. Estética:

EST_A_01 ¿Qué tan agradable es a la vista?

EST_A_02 ¿Qué tan agradable es al color?

EST_A_03 ¿Qué tan agradable es a la forma?

EST_B_01 ¿Qué tan agradable es al tacto?

EST_B_06 ¿Qué tan agradable es al peso?

EST_E_02 ¿Qué tan intenso es el sonido?

EST_E_03 ¿Percibe alguna molestia física?

d. Empatía:

EMP_A_06 ¿Cómo se percibe el nivel de satisfacción?

EMP_A_07 ¿Cómo es la identificación con el producto?

EMP_B_02 ¿Con que facilidad percibe algún beneficio?

e. Emocional:

EMO_A_01 ¿Qué emoción le provoca a la vista?

EMO_A_01_01 Miedo	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_A_01_02 Alegría	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_A_01_03 Tristeza	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_A_01_04 Indignación	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_A_01_05 Sorpresa	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_A_01_06 Aburrimiento	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho

EMO_B_01 ¿Qué emoción le provoca al tacto?

EMO_B_01_01 Miedo	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_B_01_02 Sorpresa	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_B_01_03 Desprecio	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_B_01_04 Satisfacción	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_B_01_05 Diversión	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_B_01_06 Dolor	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho

EMO_E_01 ¿Qué emoción le provoca a la audición?

EMO_E_01_01 Miedo	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_E_01_02 Alegría	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_E_01_03 Tristeza	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_E_01_04 Inspiración	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho
EMO_E_01_05 Aburrimiento	Nada 1. 2. 3. 4. 5. Mucho

f) PASO 6 y 7: Aplicación y análisis de resultados

Durante la aplicación de las preguntas se notó que algunas preguntas no podían promediarse debido a que la ponderación alta reflejaba una calificación negativa, como la preguntas *¿Con qué facilidad percibe dolor?*, por lo que se invirtió el valor de respuesta para poderlo promediar con los resultados por factor. Otras preguntas como la relacionada con la intensidad del sonido, aunque el resultado podría ser tomado como algo negativo en otros proyectos, debido a el objetivo del sonido en este proyecto se dejó como positivo. La Figura 7.40 muestra los resultados obtenidos por factor, demostrando que el prototipo actual tiene una estética cuestionable, principalmente fue evaluado como poco agradable a la vista y al color, por lo que estos resultados fueron tomados en cuenta para realizar las mejoras pertinentes. (Para más información pueden consultarse los apéndices 3-6).

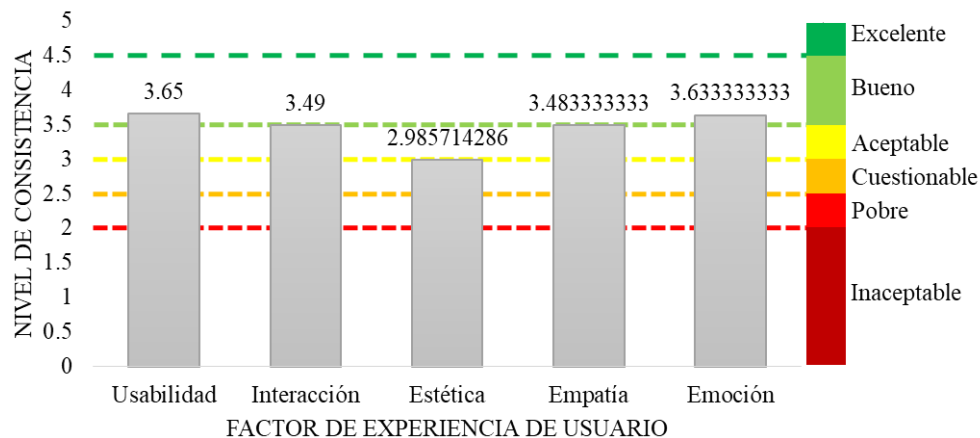


Figura 7.40. Grado de consistencia de la aplicación del método VEU por factor.

7.5.6 Mejora continua

Las mejoras realizadas se basaron en la parte estética del diseño debido a ser la parte con resultados más bajos en la validación de experiencia de usuario, las propuestas se realizaron tomando en cuenta las observaciones de los usuarios que aparecen en la Figura 7.36.

En la Figura 7.41 se muestran algunas propuestas de mejora y en la Figura 7.42 la propuesta de rediseño a ser evaluada por los usuarios.

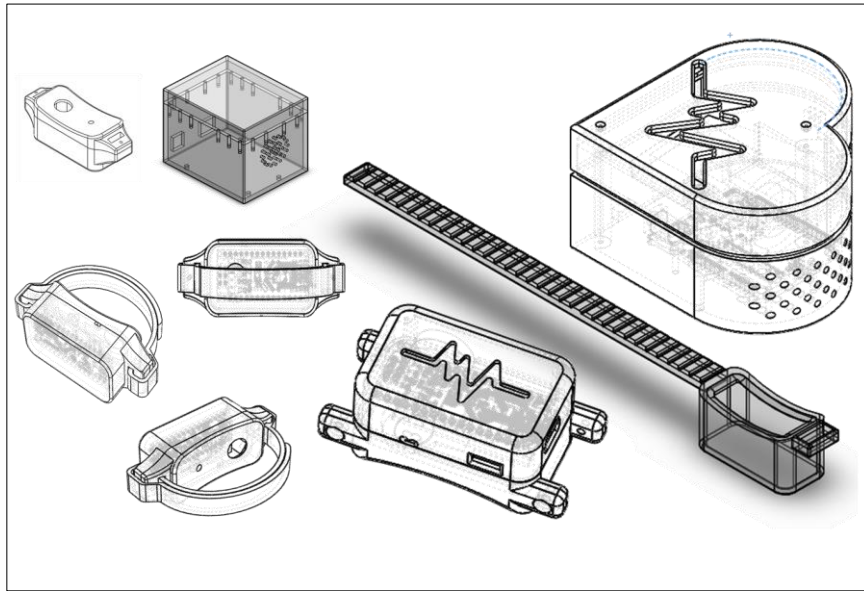


Figura 7.41. Propuestas de mejora de diseño.

Las propuestas aceptadas fueron fabricadas por medio de manufactura aditiva y posteriormente fueron pintadas para mejorar la estética del prototipo (Figura 7.42). El brazalete fue diseñado para ser compatible con correas comerciales, sin embargo se incluye una correa elástica haciendo hincapié en la importancia de mantener el brazalete firme en la posición indicada. Con las características de estética cubiertas, se realizó el diseño del empaque (Figura 7.43) para presentarlo a los voluntarios y proceder a la evaluación de las mejoras.



Figura 7.42. Construcción de prototipo físico.

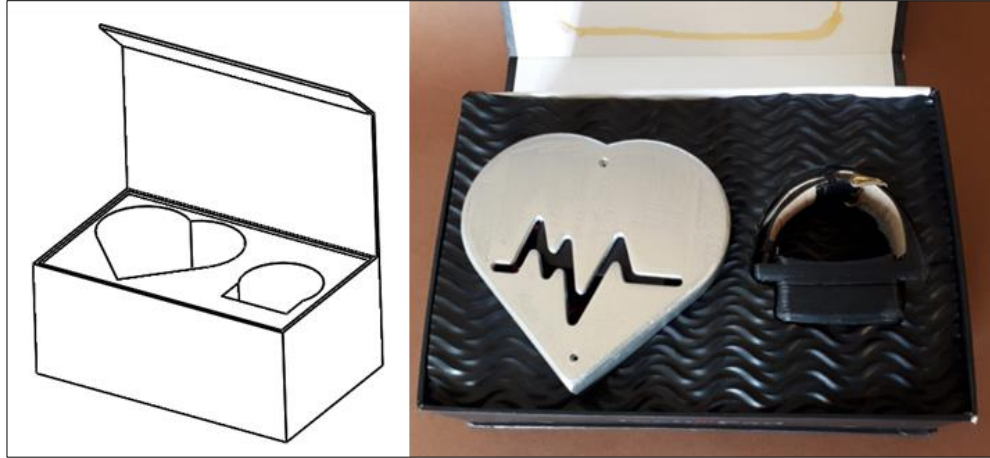


Figura 7.43. Diseño de empaque.

Para validar las mejoras se realizó una prueba rápida con los usuarios (Figura 7.44) en la que se les entregaba el producto solicitándoles que se lo colocaran y ellos interactuaban con el prototipo sin ninguna otra instrucción. Como los participantes ya sabían de qué trataba la prueba, ninguno tuvo problemas con la colocación del dispositivo, sin embargo, tardaban más tiempo colocándolo con la correa comercial.



Figura 7.44. Pruebas y evaluación del rediseño.

7.5.5.1 Revalidación de experiencia de usuario

Se realizó la evaluación de la experiencia de usuario del segundo prototipo y comparando los resultados de la Gráfica 7.45 con los resultados obtenidos por el primer prototipo (Figura 7.40), se puede observar que la estética del producto alcanzó un nivel de consistencia bueno y la empatía un nivel excelente. Con esto se puede concluir que la aceptación del producto aumentó.

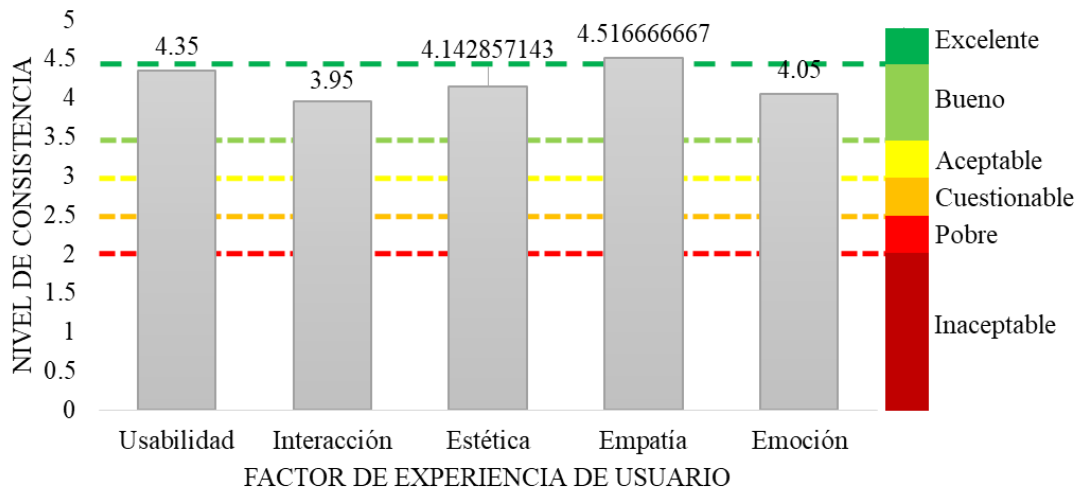


Figura 7.45. Grado de consistencia de experiencia de usuario después del rediseño.

VIII. CONCLUSIONES

Esta tesis propone un sistema de asistencia para monitorear somnolencia en tiempo real con base en factores fisiológicos. El sistema desarrollado emplea un sensor de ritmo cardiaco con eliminación de señales de ruido, lo cual lo vuelve práctico, portable y no intrusivo. El brazalete envía la información para ser procesada por el sistema de alerta, el cual notifica al usuario cuando un estado de somnolencia crítica es detectado.

El sistema propuesto permite recuperar el nivel de alerta del usuario al activar un dispositivo de asistencia sonoro y cuenta con una exactitud en la medición de ± 3 PPM con un 98% de confianza, por lo que la programación de la activación de la alarma debe tomar en cuenta esta tolerancia en la medición. El dispositivo desarrollado fue evaluado con un simulador de manejo, por lo que es aplicable para este tipo de actividad y para implementarlo en otras áreas laborales, el brazalete cumplirá la misma función, sin embargo, es necesario modificar el sistema de alarma para adaptarse a las condiciones de trabajo de cada ocupación, de modo que para los operadores de maquinaria se recomienda utilizar una alarma háptica o de vibración para alertar al usuario, y una alarma sonora complementada con una visual para el área médica.

IX. TRABAJO FUTURO

A pesar de que el sensor empleado elimina señales de ruido, el prototipo actual no permite filtrar todas las señales de ruido generadas al ser un dispositivo usable que se mantiene en constante movimiento. Por esta razón se propone incluir una tarjeta de monitoreo de pulso para analizar y filtrar la señal, permitiendo una mayor exactitud en las mediciones. Debido a los resultados, se propone cambiar la programación del sistema de asistencia para estandarizarlo al hacer que responda al intervalo de la diferencia del ritmo cardiaco encontrado en lugar de responder al rango de PPM de cada usuario.

X. REFERENCIAS

- Abbood, H., Al-Nuaimy, W., Al-Ataby, A., Salem, S., & AlZubi, H. S. (2014). Prediction of Driver Fatigue: Approaches and Open Challenge. Reino Unido.
- Achury Saldaña, D., Delgado Reyes, A., & Ruiz Berrío, M. (2013). El ruido y las actividades de enfermería: factores perturbadores del sueño. *Magíster en Enfermería del Cuidado de la Salud Cardiovascular*.
- Akao, Y. (2004). Quality function deployment.
- Akrout, B., & Mahdi, W. (2016). Yawning detection by the analysis of variational descriptor for monitoring driver drowsiness. Arabia Saudita.
- Alshaqqaqi, B., Baquhaizel, A., Ouis, M., Boumehed, M., Ouamri, A., & Keche, M. (2013). Driver Drowsiness Detection System.
- AlZu'bi, H., Al-Nuaimy, W., & Al-Zubi, N. (2013). EEG-based Driver Fatigue Detection. 111-114.
- Anilkumar, C., Mansoor, A., Sahana, R., Thejashwini, R., & Anisha, P. (2016). Design of Drowsiness, Heart Beat Detection System and Alertness Indicator for Driver Safety. India.
- Arboledas, G. (2010). Bases fisiológicas y anatómicas del sueño. Evolución del sueño en la infancia y adolescencia. Clasificación internacional de los trastornos del sueño. Hábitos de sueño de la población española. *Pediatría Integral*.
- Arias, F. (2012). El Proyecto de Investigación. Introducción a la metodología científica. 5ta.
- Asociación Chilena de Seguridad. (2007). *Antecedentes sobre fatiga en la conducción de vehículos*.
- Ass, A. (2002). *Alemania Patente nº DE10210130A1*.
- Ávila Chaurand, R., Prado León, L., & González Muñoz, E. (2015). Dimensiones Antropométricas de población latinoamericana. Guadalajara.

- Bader, G. (2002). Method and a system for monitoring a person. Estados Unidos.
- Basner, M., Babisch, W., Davis, A., Brink, M., Janssen, S., & Stansfeld, S. (2014). Auditory and non-auditory effects of noise on health. *The Lancet*.
- Berckmans, D., Aerts, J.-M., Exadaktylos, V., & Taelman, J. (2016). *España Patent No. S2587935T3*.
- Brown, T., & Wyatt, J. (2010). Design thinking for social innovation. *Development Outreach, 12(1)*.
- CANACAR. (2015). *Camara nacional del autotransporte de carga*. Obtenido de <http://canacar.com.mx/stat/parque-vehicular-clase-vehiculo/>
- Choi, M., Koo, G., Seo, M., & Woo Kim, S. (2017). Wearable Device-Based System to Monitor a Driver's Stress, Fatigue, and Drowsiness. *IEEE*.
- Comisión Nacional de Seguridad. (2015). *Accidentes y sus factores*. Recuperado el febrero de 2017, de http://www.cns.gob.mx/portalWebApp/appmanager/portal/desk?_nfpb=true&_pageLabel=portals_portal_page_m2p1p2&content_id=830068&folderNode=830052&folderNode1=810277
- CONASET. (2006). *Fatiga en la conducción*. Santiago, Chile.
- Consejo de Administración de la oficina Internacional del Trabajo. (1979). Convenio 153 sobre duración del trabajo periodos de descanso en los transportes por carretera.
- Cronbach, L. (1951). Coefficient alpha and the internal structure of tests. *16(3)*. *Psychometrika*.
- Dang-Vu, T., McKinney, S., Buxton, O., Solet, J., & Ellenbogen, J. (2010). Spontaneous brain rhythms predict sleep stability in the face of noise. *Curr Biol*.
- De Laval Herrera, Y. (2014). *Diseño y ergonomía para la tercera edad*. México: Universidad Nacional Autónoma de México.

- Díaz, J. (2009). Técnicas de prevención de riesgos laborales: seguridad e higiene del trabajo. Editorial Tebar.
- Eisenlauer, S., Engelsberg, A., Knoll, P., Kroehnert, A., Kussmann, H., Manstetten, D., . . . Stoerzel, M. (2005). *Alemania Patent No. DE10339647A1*.
- Ellis, C. (1981). The pupillary light reflex in normal subjects. *65(11)*.
- Escalante Vázquez, E. (2013). *Seis Sigma: Metodología y Técnicas*. México: Limusa.
- Eskandarian, A., Falls, G., Mortazavi, A., & Creek, W. (2010). Unobtrusive driver drowsiness detection system and method. Washington, DC (US).
- Flores, C., Ávila Chaurand, R., Espinosa Sánchez, M., Cárcamo S., E., González Muñoz, E., & Gamboa Rodríguez, F. (2007). *Diseño y usuario. Aplicaciones de la ergonomía. Diseño*.
- Flores, C., Ávila, R., Cárcamo, E., González, E., Espinosa, M., & Gamboa, F. (2007). *Diseño y usuario: Aplicaciones de la ergonomía*. México: Diseño.
- Franzen, P., Buysse, D., Dahl, R., Thompson, W., & Siegle, G. (2008). Sleep deprivation alters pupillary reactivity to emotional stimuli in healthy young adults. University of Pittsburgh School of Medicine: Elsevier.
- García Daza, I. (2011). *Detección de fatiga en conductores mediante fusión de sistemas ADAS*.
- García Salaverri, B., Menéndez, M., & Ryan, P. (2005). Efecto subjetivo de las guardias sobre la salud, calidad de vida y calidad asistencial de los médicos residentes de España. *Archivos de medicina*. Redalyc.
- George, M. (2002). *Lean Six Sigma*. McGraw-Hill.
- Ghisio, G., & Marengo, D. (2008). *Italia Patent No. EP2204784A1*.
- Hamui Sutton, L., Barragán Pérez, V., Fuentes García, R., Monsalvo Obregón, E., & Fouilloux Morales, C. (2013). Efectos de la privación de sueño en las habilidades

cognitivas, psicomotoras y su relación con las características personales de los médicos residentes Cirugía y Cirujanos.

Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, P. (1997). Metodología de la Investigación.

Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, P. (2003). Metodología de la investigación. 707. México: McGraw-Hill.

Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C., & Baptista Lucio, P. (2010). Metodología de la Investigación. *Quinta*. México: Mc. Grow Hill.

Hossan, A., Bin Kashem, F., Hasan, M., Naher, S., & Rahman, I. (2016). A Smart System for Driver's Fatigue Detection, Remote Notification and Semi-Automatic Parking of Vehicles to Prevent Road Accidents. Bangladesh.

IDEO. (2011). Human Centered Design Toolkit. IDEO.

Kai-Wei, K., Muhammad, Z., & Yu-Fu, H. (2016). Drowsiness Detection System Using Heartbeat Rate in Android-based Handheld Devices.

Kang, H. (2013). Various approaches for driver and driving behavior monitoring: A review.

Kartsch, V., Benatti, S., Rossi, D., & Benini, L. (2017). A Wearable EEG-based Drowsiness Detection. *8th International IEEE EMBS Conference on Neural Engineering*.

Klauer, S., Dingus, T., Neale, V., Sudweeks, J., & Ramsey, D. (2006). The Impact of driver inattention on near-crash/crash risk: An Analysis using the 100-Car Naturalistic driving study Data. Virginia.

Krauchi, K. (2007). *The human sleep-wake cycle reconsidered from a thermoregulatory point of view*.

Kumar Singh, R., Sankar, A., & Kumar Thakur, R. (2016). A Real Time Heart Rate Monitor Using Non-Contact Electrocardiogram for Automotive Drivers. India.

- Landrigan, C., Rothschild, J., Cronin, J., Kaushal, R., Burdick, E., Katz, J., & Czeisler, C. (2004). Effect of reducing interns' work hours on serious medical errors in intensive care units. *New England Journal of Medicine*, 351(18).
- Lee, H., & Cameron, D. (2003). Assessing the driving performance of older adult drivers: on-road versus simulated driving. 35(5).
- Levey, R. (2001). Sources of stress for residents and recommendations for programs to assist them. 76(2). *Academic Medicine*.
- Martínez Lara, M. (2018). Método de validación de experiencia de usuario. Querétaro, México.
- Mittal, A., Kumar, K., Dhamíja, S., & Kaur, M. (2016). *Head movement-based driver drowsiness detection: A review of state-of-art techniques*. India.
- Miyara, F. (1995). Contaminación acústica urbana en Rosario. Universidad Nacional del Rosario.
- Mongomery, D. (2008). *Diseño y análisis de experimentos*. Arizona: Limusa Wiley.
- Mor Pera, E. (2009). Diseño Centrado en el Usuario. Cataluña.
- Nazeem, M., & Sekar Dash, S. (2016). Experimental Investigation on the performance of Drowsiness manipulation using driving simulators. India.
- Nazeem, M., & Sekar Dash, S. (2016). Experimental Investigation on the performance of Drowsiness manipulation using driving simulators. India.
- Ngxande, M., Tapamo, J.-R., & Burke, M. (2017, Diciembre 1). Driverdrowsiness detection using Behavioral measures and machine learning techniques: A review of state-of-art techniques. Sudáfrica.
- NIDCD. (2014). Pérdida de audición inducida por el ruido. *Instituto Nacional de la Sordera y otros trastornos de la comunicación*(99-4233 S).
- Niedermeyer, E., & da Silva, F. L. (2005). *Electroencephalography: basic principles, clinical applications, and related fields*. LippincottWilliams & Wilkins.

- Norman, D. (2013). *The design of everyday things: Revised and expanded edition*. Basic Books.
- Picot, A., Charbonnier, S., & Caplier, A. (2012). On-line detection of drowsiness using brain and visual information. *Transactions on systems, man, and cybernetics-part A: systems and humans*, 42. IEEE.
- Pinyi, L., Wenhui, J., & Fei, S. (2016). Single-channel EEG-based Mental Fatigue Detection based on Deep Belief Network. IEEE.
- Pirrerera, S., De Valck, E., & Cluydts, R. (2010). Nocturnal road traffic noise: A review on its assessment and consequences on sleep and health. (36). *Environment International*.
- Pratama, B., Ardiyanto, I., & Adji, T. (2017). A Review on Driver Drowsiness Based on Image, Bio-Signal, and Driver Behavior. Indonesia.
- RAE. (2017). *Diccionario de la lengua Española de la Real Academia Española. Vigésima(2001)*.
- Ramada-Rodilla, J., Serra Pujadas, C., & Delclós-Clanchet, G. (2013). Adaptación cultural y validación de cuestionarios de salud: Revisión y recomendaciones metodológicas. 55(1). México.
- Rathmacher , R., Schramm , T., & Schepp, O. (2014). *Estados Unidos Patent No. US8717197B2*.
- Rodríguez Ibañez, N., García González, M., Filigrana de la Cruz, M., Fernández Chimeno, M., & Ramos Castro, J. (2012). Changes in Heart Rate Variability Indexes due to Drowsiness in Professional Drivers Measured in a Real Environment. Barcelona.
- Schmitz, C. (2009). *Estados Unidos Patente n° US20090322506A1*.
- Shinar, Z., Akselrod, S., Dagan, Y., & Baharav, A. (2006). Autonomic changes during wake-sleep transition: a heart rate variability based approach. *Autonomic Neuroscience*.
- Snee, R., & Hoerl, R. (2003). *Leading Six Sigma: A Step-by-Step Guide Based on Experience With GE and Other Six Sigma Companies*. Pearson Education.

- Teplan, M. (2002). Fundamentals of EEG measurement.
- Torres Alberich, J., Vicente Gerrero, T., Terradillos García, J., López González, Á., & Ramírez Iñiguez de la Torre, V. (2013). Transtornos del sueño y trabajo. Aspectos preventivos, médico-legales y laborales. *ELSEVIER DOYMA*. Valencia, España.
- Usami, S. (1998). *Japón Patente nº JPH11339200A*.
- Velayos, J., Moreles, F. J., Irujo, A. M., Yllanes, D., & Paternain, B. (2007). Bases anatómicas del sueño.
- Williamson, A., & Feyer, A. (2000). Moderate sleep deprivation produces impairments in cognitive and motor performance equivalent to legally prescribed levels of alcohol intoxication. *Occupational and environmental medicine*, 57(10).
- World Famous Electronics. (2017). Recuperado el 12 de noviembre de 2017, de <https://pulsesensor.com/products/pulse-sensor-amped>
- Yasutoshi Seko, Y., Masami, I., & Takayuki, Y. (1985). Alarm system for preventing an automotive vehicle driver from dozing at the wheel. (*US4509040A*). Estados Unidos.
- Yokohama, Y., Yokosuka, H., Yokosuka, T., & Yokosuka, H. (1989). Method and system for detection of driver drowsiness by an abrupt steering change following no steering movement. Japón.

APENDICE

APENDICE

A.1. Encuesta de ergonomía

Esta encuesta tiene como objetivo evaluar la ergonomía del prototipo del "Sistema de asistencia para monitorear nivel de somnolencia". Sus respuestas contribuirán al desarrollo y mejora del dispositivo, por tal motivo solicitamos completa honestidad en sus respuestas, gracias por su participación.

SEXO: _____

EDAD: _____

Instrucciones: Elija una escala para su respuesta en donde 5 es totalmente de acuerdo y 1 totalmente en desacuerdo.

1. ¿El uso del brazalete interfiere en sus actividades normales?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

2. ¿La intensidad del sonido es adecuado para alertarlo?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

3. ¿Le es útil que el brazalete se mantenga indicando su conectividad?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

4. ¿Encuentra conveniente que el sistema de alarma sea independiente del brazalete?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

5. ¿Las luces del brazalete son un factor de distracción?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

6. ¿Encontró fácil colocarse el brazalete?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

7. ¿Considera adecuado el tiempo que tardó en colocarse el brazalete?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

8. ¿El ajuste del brazalete le incomoda la circulación?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

9. ¿Qué tan conveniente encuentra el uso de las baterías en el dispositivo?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

10. ¿En general, qué tan cómodo encuentra el brazalete?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

11. ¿El brazalete se mantiene en su lugar con firmeza?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

12. ¿Qué tan suficientes fueron las luces LED para interactuar con el brazalete?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

13. ¿Considera adecuado el sistema de sujeción (correa) del brazalete?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

14. ¿Considera que los materiales del brazalete son resistentes?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

15. ¿En general, el uso del brazalete le brinda confianza?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

16. Observaciones: _____

¡GRACIAS!

A.2. Validación de preguntas para encuesta

Esta encuesta tiene como objetivo evaluar las preguntas del cuestionario a aplicar para validar la pertinencia del mismo.

SEXO: _____

EDAD: _____

Profesión del evaluador: _____

Instrucciones: Elija una escala para su respuesta en donde 1 es malo, 2 es suficiente, 3 es bueno, 4 es muy bueno y 5 es excelente.

1. ¿Cómo califica las instrucciones del cuestionario?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

2. ¿Cómo califica el grado de interrelación y coherencia de los ítems?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

3. ¿Cómo califica la validez lógica del cuestionario (Grado en que el cuestionario mide de forma lógica lo que quiere medir)?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

4. ¿Cómo califica la validez de contenido (¿abarca todas las dimensiones relacionadas que se quieren estudiar)?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

5. ¿Cómo califica el orden de las preguntas?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

6. ¿Cómo evalúa la escala de respuestas?

1○ 2○ 3○ 4○ 5○

7. Observaciones y recomendaciones:

A.2. Resultados Usabilidad e Interacción Método VEU Prototipo 1

Usabilidad			Interacción				
¿Qué tan fácil es aprender a manipular el producto por primera vez?	¿Qué tan fácil es manipular el producto ágilmente?	¿Qué tan fácil es recordar el uso del producto?	¿Qué tan fácil es el inicio de la interacción?	¿Qué tan fácil es el desarrollo de la interacción?	¿Qué tan fácil es el final de la interacción?	¿Con que facilidad percibe dolor?	¿Cómo percibe la eficiencia de la interacción?
4	4	5	4	4	4	1	4
3	4	4	3	4	5	2	3
4	5	5	4	3	4	1	4
3	4	4	3	5	3	2	3
2	3	3	2	3	4	3	3
3	3	4	3	4	3	1	4
2	2	3	4	3	4	3	3
4	4	4	3	4	4	1	4
4	3	3	4	5	3	2	3
5	4	4	2	4	2	1	4
2	3	4	3	4	3	1	4
4	4	4	2	5	3	3	5
1	2	3	4	3	4	2	3
5	4	4	3	5	4	1	5
4	4	4	4	3	3	2	4
3	3	5	2	4	4	1	3
3	3	4	3	4	4	3	4
4	5	5	3	3	3	1	4
2	3	4	4	4	3	2	5
4	5	5	4	3	2	3	3
3.3	3.6	4.05	3.2	3.85	3.45	1.8	3.75
			3.2	3.85	3.45	3.2	3.75
3.65			3.49				
BUENO			ACEPTABLE				

A.3. Resultados Estética, Empatía y Emoción Método VEU Prototipo 1

Estética							Empatía		
¿Qué tan agradable es a la vista?	¿Qué tan agradable es al color?	¿Qué tan agradable es a la forma?	¿Qué tan agradable es al tacto?	¿Qué tan agradable es al peso?	¿Qué tan intenso es el sonido?	¿Percibe alguna molestia física?	¿Cómo se percibe el nivel de satisfacción?	¿Cómo es la identificación con el producto?	¿Con que facilidad percibe algún beneficio?
2	2	3	4	4	4	2	4	4	5
2	3	3	3	3	5	1	3	3	4
3	2	2	2	2	4	3	3	4	4
2	1	3	3	4	4	2	2	3	4
1	2	3	4	3	4	3	3	4	4
2	3	3	4	2	5	2	2	3	5
1	3	2	3	4	5	3	1	3	4
2	2	3	4	3	5	4	3	4	5
3	2	1	3	4	5	2	2	3	4
2	1	4	2	2	4	3	3	3	5
3	2	3	4	4	5	1	4	3	4
3	1	2	2	4	5	1	3	4	5
4	3	4	3	3	5	2	2	4	4
1	2	3	2	4	4	1	3	3	5
3	1	4	3	5	5	2	2	3	5
2	2	3	2	3	5	3	3	3	4
3	2	2	3	4	5	1	1	2	5
2	3	2	4	3	4	1	2	3	4
1	2	3	2	4	4	2	4	4	5
2	2	1	3	3	5	2	3	3	5
2.2	2.05	2.7	3	3.4	4.6	2.05	2.65	3.3	4.5
2.2	2.05	2.7	3	3.4	4.6	2.95			
2.985714286							3.483333333		
CUESTIONABLE							ACEPTABLE		

Emocional					
¿Qué emoción le provoca a la vista?					
Miedo	Alegría	Tristeza	Indignación	Sorpresa	Aburrimiento
1	3	1	1	4	1
1	4	2	1	4	1
1	3	4	1	3	1
1	4	1	1	4	1
1	3	1	1	4	1
1	2	1	1	5	1
1	3	2	1	4	1
1	3	1	1	4	1
2	3	1	1	4	1
1	5	4	1	3	2
1	4	5	1	2	1
1	2	1	1	4	1
2	3	1	1	2	1
1	3	1	1	1	1
1	3	1	1	5	1
1	2	1	1	5	1
2	3	3	1	4	1
1	3	1	1	4	1
1	3	1	1	3	1
1	3	1	1	4	2
1.15	3.1	1.7	1	3.65	1.1
3.85	3.1	3.3	4	3.65	3.9
3.633333333					
BUENO					

A.4. Resultados Usabilidad e Interacción Método VEU Prototipo 2

Usabilidad			Interacción				
¿Qué tan fácil es aprender a manipular el producto por primera vez?	¿Qué tan fácil es manipular el producto ágilmente?	¿Qué tan fácil es recordar el uso del producto?	¿Qué tan fácil es el inicio de la interacción?	¿Qué tan fácil es el desarrollo de la interacción?	¿Qué tan fácil es el final de la interacción?	¿Con que facilidad percibe dolor?	¿Cómo percibe la eficiencia de la interacción?
4	4	5	4	4	5	1	4
4	5	4	5	4	4	1	4
4	5	5	4	4	4	1	3
5	4	4	3	5	4	2	4
5	3	5	4	4	3	1	4
3	4	4	4	4	4	1	3
5	4	5	5	4	4	3	4
4	4	4	4	4	3	1	3
4	5	5	4	5	4	2	4
5	4	4	4	4	3	1	4
4	5	4	4	4	4	1	4
4	4	4	3	5	3	2	5
5	4	3	4	4	4	1	4
5	4	4	5	4	5	2	5
4	4	5	4	5	4	2	4
5	5	5	4	4	3	1	5
5	3	5	3	5	4	1	3
4	5	5	5	4	4	2	4
4	4	4	4	5	4	1	5
4	5	5	4	4	3	1	4
4.35	4.25	4.45	4.05	4.3	3.8	1.4	4
			4.05	4.3	3.8	3.6	4
4.35			3.95				
BUENO			BUENO				

A.5. Resultados Estética, Empatía y Emoción Método VEU Prototipo 2

Estética							Empatía		
¿Qué tan agradable es a la vista?	¿Qué tan agradable es al color?	¿Qué tan agradable es a la forma?	¿Qué tan agradable es al tacto?	¿Qué tan agradable es al peso?	¿Qué tan intenso es el sonido?	¿Percibe alguna molestia física?	¿Cómo se percibe el nivel de satisfacción?	¿Cómo es la identificación con el producto?	¿Con que facilidad percibe algún beneficio?
4	4	5	4	4	5	1	5	5	5
3	5	5	3	4	4	2	4	4	4
4	4	5	4	5	5	2	5	5	5
4	4	4	3	4	4	1	4	5	4
4	3	4	4	4	5	2	5	5	4
3	4	5	4	4	4	1	3	4	5
4	5	5	4	3	4	1	4	5	5
5	5	3	5	4	5	2	5	4	5
3	4	4	4	4	5	1	5	5	4
4	5	4	4	5	4	2	4	5	5
5	4	5	5	4	5	1	4	4	5
5	4	4	3	4	5	1	5	5	5
4	4	5	4	4	5	2	4	4	4
3	3	5	4	5	4	1	5	5	5
4	4	4	4	4	4	2	5	5	5
5	5	5	4	3	5	2	4	5	4
4	5	5	3	4	5	1	3	4	5
5	4	5	5	4	4	1	4	5	5
4	5	4	4	4	5	1	4	3	4
4	4	5	3	5	5	2	5	4	5
4.05	4.25	4.55	3.9	4.1	4.6	1.45	4.35	4.55	4.65
4.05	4.25	4.55	3.9	4.1	4.6	3.55			
4.142857143							4.516666667		
BUENO							EXCELENTE		

Emocional					
¿Qué emoción le provoca a la vista?					
Miedo	Alegría	Tristeza	Indignación	Sorpresa	Aburrimiento
1	4	1	1	4	1
1	5	1	1	5	1
1	5	1	1	5	1
1	4	1	1	4	1
1	3	1	1	4	1
1	4	1	1	5	1
1	3	1	1	4	1
1	4	1	1	5	1
1	3	1	1	4	1
1	4	1	1	3	1
1	5	1	1	4	1
1	5	1	1	4	1
1	4	1	1	4	1
1	3	1	1	4	1
1	4	1	1	5	1
1	4	1	1	5	1
1	4	1	1	4	1
1	5	1	1	4	1
1	4	1	1	5	1
1	4	1	1	5	1
1	3	1	1	4	1
1	4	1	1	4.3	1
4	4	4	4	4.3	4
4.05					
BUENO					

A.6. Registro de diseño industrial

Modelo industrial de un brazalete para el monitoreo de somnolencia

REIVINDICACIÓN

1.- Se reivindica el MODELO INDUSTRIAL DE BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA, tal como se refiere e ilustra.

DESCRIPCIÓN:

La presente invención se refiere a un MODELO INDUSTRIAL DE UN BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA. Particularmente esta invención se refiere a un brazalete que monitorea el pulso cardiaco por medio de un sensor de pulso que se coloca en la parte interna de la muñeca, esta señal es procesada por una tarjeta de monitor de pulso que filtra la señal y activa una alarma cuando se detecta somnolencia con la intención de recuperar el estado de alerta del usuario.

El BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA se describe conforme a las figuras que enseguida se anexan:

Figura 1.- Vista superior del BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA.

Figura 2.- Vista frontal del BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA.

Figura 3.- Vista posterior del BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA.

Figura 4.- Vista lateral del BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA.

Figura 5.- Vista isométrica frontal del BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA.

Figura 6.- Vista isométrica posterior del BRAZALETE PARA EL MONITOREO DE SOMNOLENCIA.

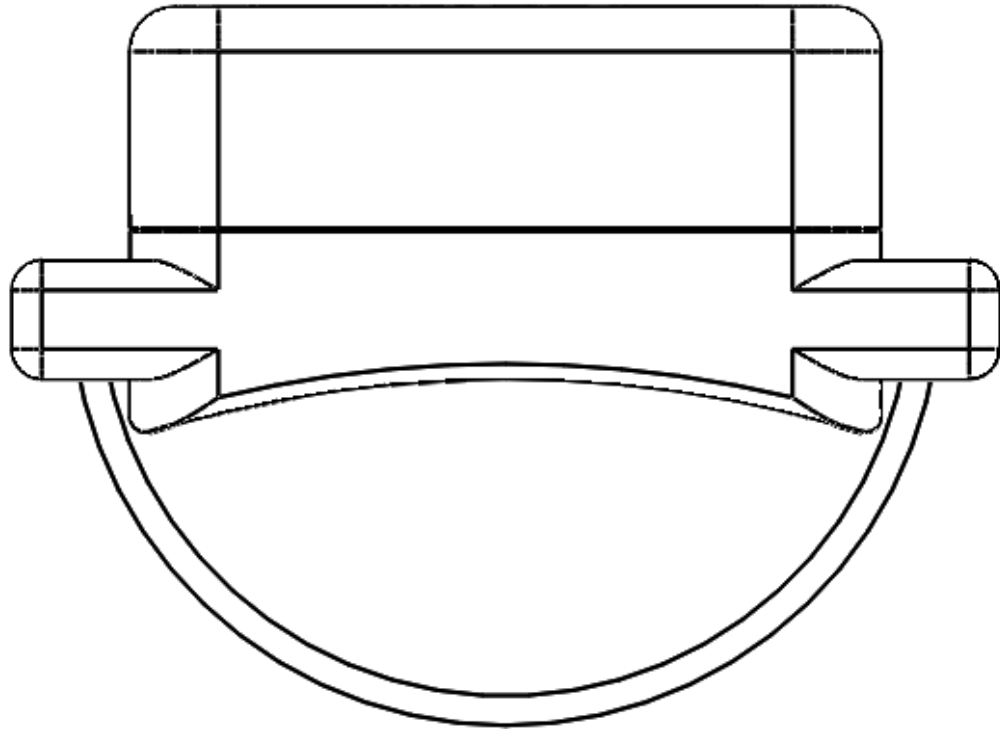


Figura 1.- Vista superior.

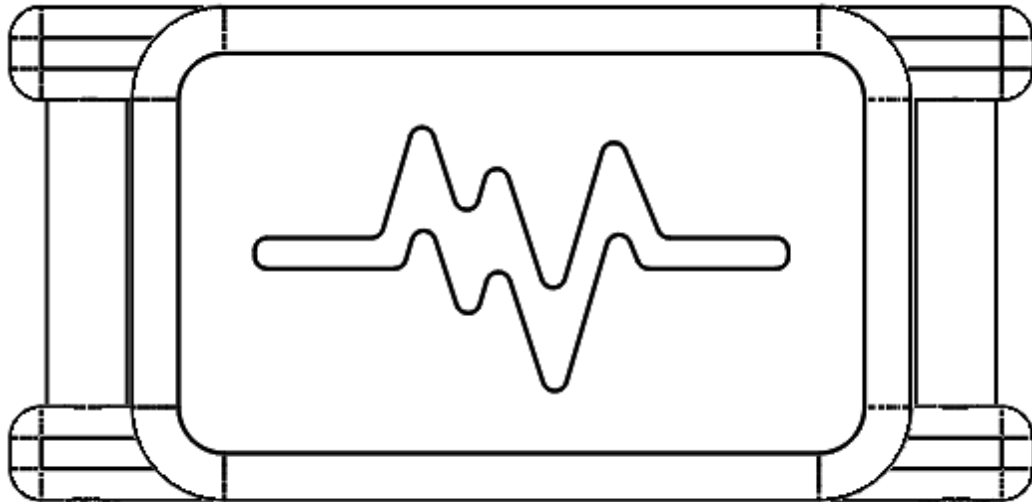


Figura 2.- Vista frontal.

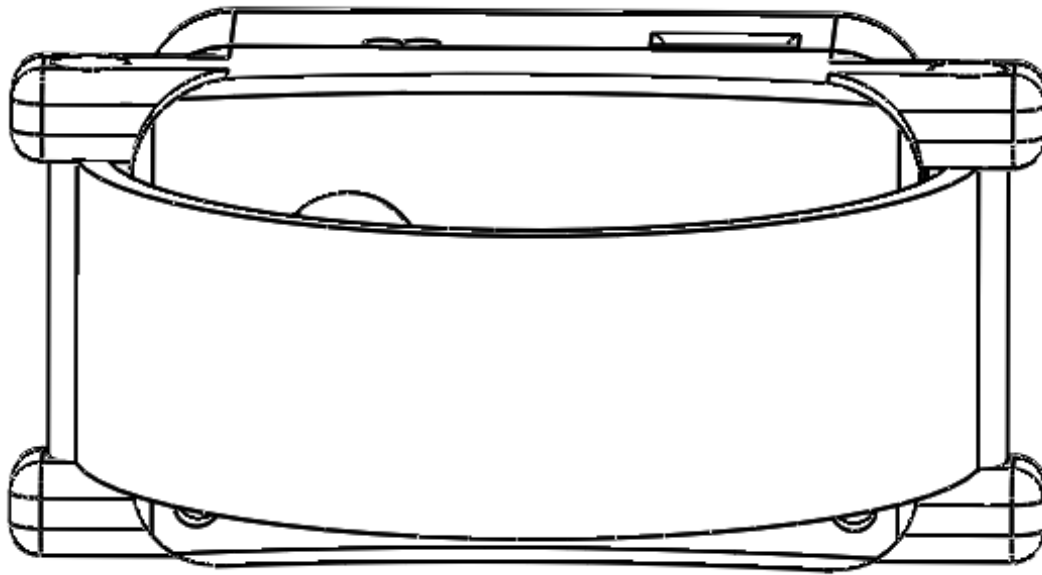


Figura 3.- Vista posterior

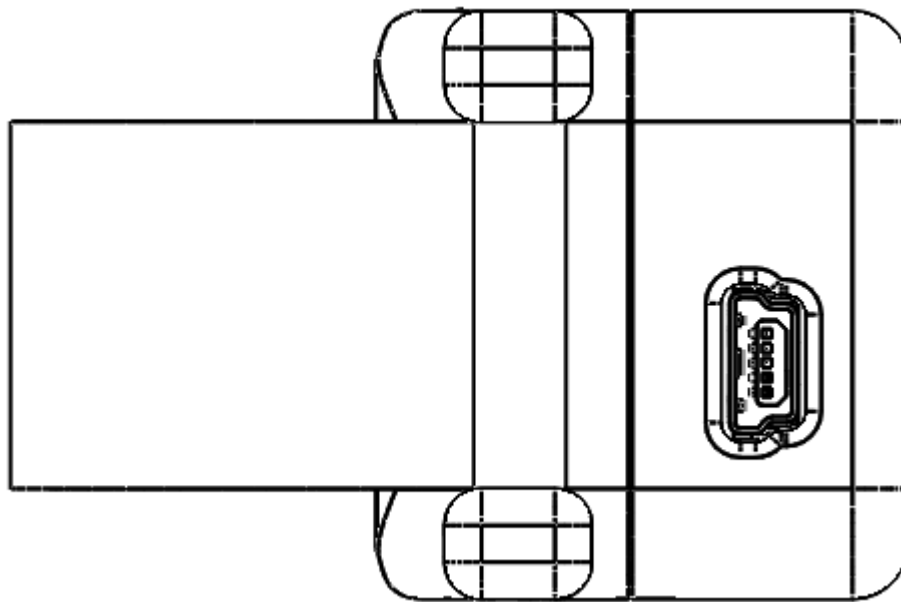


Figura 4.- Vista lateral

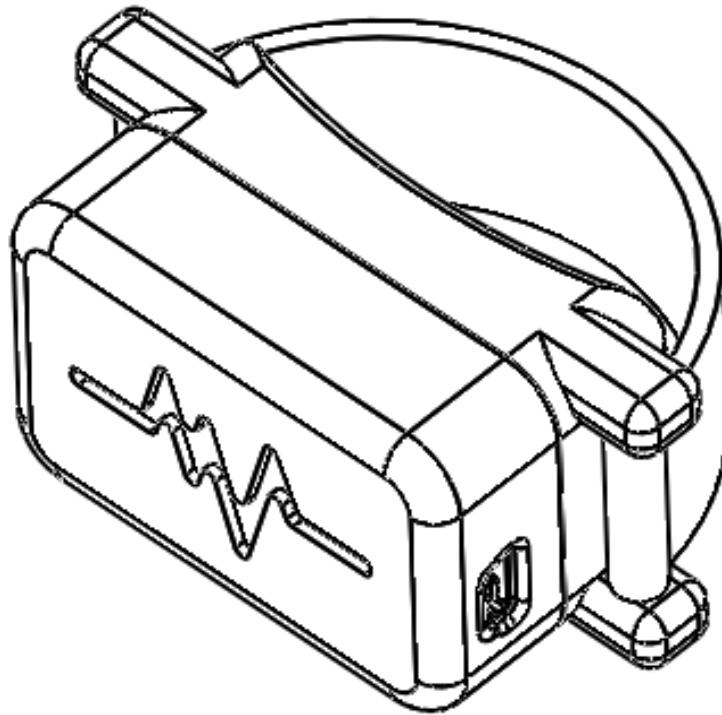


Figura 5.- Vista isométrica frontal

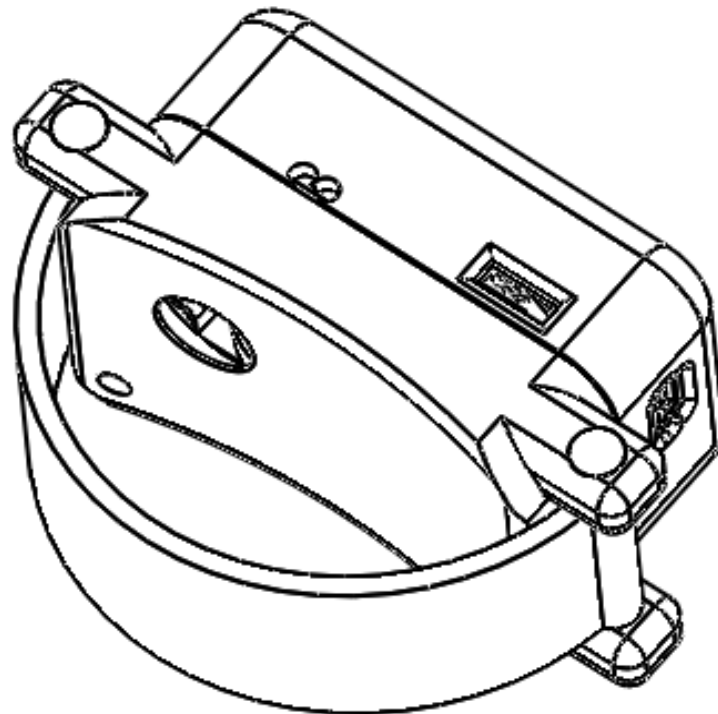


Figura 6.- Vista isométrica posterior