



ESPE

**UNIVERSIDAD DE LAS FUERZAS ARMADAS
INNOVACIÓN PARA LA EXCELENCIA**

DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TRABAJO DE TITULACIÓN, PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL
TÍTULO DE INGENIERO EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

**TEMA: DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE
CONTROL INTELIGENTE APLICADO A UNA CAMINADORA
PARA EL ENTRENAMIENTO CARDIO VASCULAR
EFICIENTE**

AUTOR: OCHOA TORRES, JOHN ANDRÉS

DIRECTOR: PROAÑO ROSERO, VÍCTOR GONZALO

SANGOLQUÍ

2018



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

CERTIFICADO

Certifico que el trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL INTELIGENTE APLICADO A UNA CAMINADORA PARA EL ENTRENAMIENTO CARDIO VASCULAR EFICIENTE**” ha sido revisado en su totalidad y analizado por el software antiplagio el mismo cumple con los requisitos teóricos y científicos técnicos metodológicos y legales establecidos por la Universidad de las Fuerzas Armadas - ESPE por lo tanto me permito acreditarlo y autorizarlo al señor **JOHN ANDRÉS OCHOA TORRES** para que lo sustente públicamente.

Sangolquí, Enero de 2018

Ing. Víctor Proaño

DIRECTOR



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

AUTORÍA DE RESPONSABILIDAD

Yo, **JOHN ANDRÉS OCHOA TORRES**, con cédula de identidad 1715006811 declaro que este trabajo de titulación “**DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL INTELIGENTE APLICADO A UNA CAMINADORA PARA EL ENTRENAMIENTO CARDIO VASCULAR EFICIENTE**”, ha sido desarrollado considerando los métodos de investigación existentes, así como también se ha respetado los derechos intelectuales de terceros considerándose en las citas bibliográficas.

Consecuentemente declaro que este trabajo es de mi autoría en virtud de ello me declaro responsable del contenido veracidad y alcance de la investigación mencionada.

Sangolquí, Enero de 2018

John Andrés Ochoa Torres

C.C. 1715006811



DEPARTAMENTO DE ELÉCTRICA Y ELECTRÓNICA

**CARRERA DE INGENIERÍA EN ELECTRÓNICA,
AUTOMATIZACIÓN Y CONTROL**

AUTORIZACIÓN

Yo John Andrés Ochoa Torres autorizo a la Universidad de las Fuerzas Armadas Espe publicar en la biblioteca virtual de la institución el presente trabajo de titulación **“DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA DE CONTROL INTELIGENTE APLICADO A UNA CAMINADORA PARA EL ENTRENAMIENTO CARDIOVASCULAR EFICIENTE”**, cuyo contenido ideas y criterios son de mi autoría y responsabilidad.

Sangolquí, Enero de 2018

John Andrés Ochoa Torres

C.C. 1715006811

DEDICATORIA

Este trabajo se lo dedico a mi padre Jhon y a mi madre Piedad, que siempre creyeron en mí y siempre confiaron en mi capacidad de alcanzar este logro.

A mis hermanos Martín y Denisse con los cuales hemos compartido tantos buenos momentos.

A mi tía Norma que es mi segunda madre.

A mis primas y primos porque somos también hermanos.

A mi familia porque son lo más importante para mí, siempre me desearon lo mejor y me alentaron a completar esta meta.

John Andrés Ochoa Torres.

AGRADECIMIENTO

Agradezco a Dios porque en este mundo de probabilidades me ha tocado tanto y no lo cambiaría por nada.

A mis padres Jhon y Piedad porque todo lo que soy y seré se lo debo a ellos.

A mi familia porque hacen que mi vida sea mejor.

A todos los amigos y compañeros que he tenido en este viaje, nunca serán olvidados.

A todos los profesores que he tenido de los cuales siempre hubo algo que aprender.

A Clarita Gualotuña que siempre fue tan gentil y me ayudó inmensamente a completar la última etapa de este proyecto.

Al Ing. Víctor Proaño que me acompañó durante todo este tiempo como mi director y mentor, porque fue uno de los mejores profesores que pude tener y a quien admiro bastante.

John Andrés Ochoa Torres.

TABLA DE CONTENIDO

DEDICATORIA	iv
AGRADECIMIENTO	v
ÍNDICE DE FIGURAS	viii
ÍNDICE DE TABLAS	x
RESUMEN	xi
CAPÍTULO I	1
1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 Antecedentes	1
1.2 Justificación e Importancia	2
1.3 Alcance Del Proyecto.....	4
1.4 Objetivos	5
1.4.1 Objetivo general	5
1.4.2 Objetivos específicos	5
CAPÍTULO II	6
2. MARCO TEÓRICO	6
2.1 Señales Cardíacas	6
2.1.1 Señal ECG	6
2.1.2 Adquisición ritmo cardíaco.....	7
2.2 Lógica Difusa	9
2.2.1 Control difuso	9
2.3 Entrenamiento por Intervalos de Alta intensidad.....	11
CAPÍTULO III	13
3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE	13
3.1 Introducción	13
3.2 Adquisición del ritmo cardíaco	14
3.3 Interfaz entre señal de control y caminadora	22
CAPÍTULO IV	28
4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR INTELIGENTE	28
4.1 Diseño del controlador difuso	28

4.2	Implementación del controlador	32
CAPÍTULO V		37
5.	ANÁLISIS Y PROGRAMACIÓN DEL ENTRENAMIENTO.....	37
5.1	Programa de entrenamiento de alta intensidad por intervalos HIIT.....	37
5.2	Programación en software Matlab de la sesión de entrenamiento	37
CAPÍTULO VI		39
6.	INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO	39
6.1	Elaboración de las interfaz gráfica en Matlab	39
CAPÍTULO VII		42
7.	PRUEBAS Y RESULTADOS	42
7.1	Pruebas.....	42
7.2	Análisis de resultados	44
7.3	Trabajos futuros.....	47
CAPÍTULO VIII		48
8.	CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES	48
8.1	Conclusiones.....	48
8.2	Recomendaciones	49
9.	BIBLIOGRAFÍA	51

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Forma de onda típica de un registro ECG	6
Figura 2. Monitor de ritmo cardiaco Polar RS400.....	8
Figura 3. Arquitectura de un controlador difuso	10
Figura 4. Sistema de control en lazo cerrado	13
Figura 5. Monitor de ritmo cardiaco Polar FT4	15
Figura 6. Heart rate monitor interface HRMI	15
Figura 7. Receptor inalámbrico RE07s	17
Figura 8. Dimensiones RE07s.....	18
Figura 9. Esquema adquisición de ritmo cardiaco	19
Figura 10. Diagrama eléctrico adquisición ritmo cardiaco	20
Figura 11. Programa para la decodificación del ritmo cardiaco	21
Figura 12. Controlador del motor MC-60	22
Figura 13. Programa en la tarjeta STM32F4.....	23
Figura 14. Programa en la PC	24
Figura 15. Pérdida de la señal de ritmo cardiaco	25
Figura 16. Recuperación de la señal de ritmo cardiaco	26
Figura 17. Diagrama eléctrico interfaz de la señal de control.....	27
Figura 18. Señal rampa para el ciclo de trabajo	28
Figura 19. Respuesta del ritmo cardiaco en lazo abierto	28
Figura 20. Funciones de membresía de la variable error	30
Figura 21. Funciones de membresía razón de cambio del ritmo cardiaco	31
Figura 22. Funciones de membresía variación del ciclo de trabajo	31
Figura 23. Pantalla de configuración del controlador	33
Figura 24. Pantalla de configuración de reglas	34
Figura 25. Superficie de control.....	34
Figura 26. Verificación offline del controlador	35
Figura 27. Esquema del controlador difuso	35
Figura 28. Protocolo HIIT como señal que varía en el tiempo	38

Figura 29. Señal de referencia en latidos por minuto.....	38
Figura 30. Ventana Principal.....	39
Figura 31. Ventana de ayuda.....	40
Figura 32. Pantalla completa del sistema en funcionamiento	41
Figura 33. Sistema implementado.....	42
Figura 34. Primer voluntario	43
Figura 35. Captura de la interfaz en funcionamiento	44
Figura 36. Ritmo cardiaco de los 10 voluntarios	44
Figura 37. Respuesta del controlador inteligente	45
Figura 38. Promedio ritmo cardiaco y set point.....	45
Figura 39. Promedio ritmo cardiaco y promedio ciclo de trabajo.....	46

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Amplitud y rango frecuencial de señales bioeléctricas típicas.	7
Tabla 2. Especificaciones técnicas HRMI	16
Tabla 3. Especificaciones técnicas RE07S.....	17
Tabla 4. Matriz de reglas del controlador	32

RESUMEN

En este proyecto de investigación se ha realizado el diseño e implementación de un sistema de control inteligente el cual está aplicado a una caminadora, donde se detallan las etapas de adquisición de ritmo cardíaco, adaptación de la señal de control al hardware existente en la caminadora, diseño e implementación del controlador inteligente basado en lógica difusa. Con el objetivo de regular el ritmo cardíaco en función de un programa de entrenamiento cardio vascular eficiente, tal como es el caso del entrenamiento de alta intensidad por intervalos o HIIT(High Intensity Interval Training) por sus siglas en inglés. Se ha desarrollado una interfaz gráfica de usuario para simplificar el uso del sistema. Finalmente se presentan las pruebas de funcionamiento con varios sujetos con el fin de valorar el desempeño del sistema final.

Palabras Clave:

- **SISTEMA DE CONTROL**
- **LÓGICA DIFUSA**
- **REGULACIÓN DEL RITMO CARDÍACO**
- **ENTRENAMIENTO CARDIO VASCULAR EFICIENTE**

ABSTRACT

In this research project, the design and implementation of an intelligent control system, which is applied to a treadmill, has been developed. The different stages needed to accomplish this are included and detailed, such as, heart rate acquisition, control signal adaptation to the existent treadmill hardware, fuzzy logic controller design and implementation. With the objective of achieving heart rate regulation through a cardio vascular efficient training program, as is the case of the high intensity interval training, mostly known as HIIT. A graphic user interface has also been developed to simplify the use of the system. Finally, the test runs with several subjects are presented with the purpose of assessing the performance of the final system.

Index Terms:

- **CONTROL SYSTEM**
- **FUZZY LOGIC**
- **HEART RATE REGULATION**
- **EFFICIENT CARDIO VASCULAR TRAINING**

CAPÍTULO I

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Antecedentes

El cuerpo humano es un organismo biológico complejo, en el cual interactúan una multitud de sistemas, por lo tanto, se debe tomar en cuenta que su comportamiento no será fácilmente predecible. El ritmo cardíaco es una variable que mide con qué velocidad está latiendo el corazón, y esta puede ser modificada por estímulos externos, uno de ellos el ejercicio físico. Se puede decir que al aumentar la intensidad del ejercicio físico el ritmo cardíaco también aumenta, esto hasta cierto punto y no necesariamente de manera lineal.

En el entrenamiento deportivo, diagnóstico médico, rehabilitación y análisis de la cinética cardio-respiratoria, los sistemas de prueba de ejercicio automáticos han demostrado su importancia con el pasar de los años (Cooper, Horvath, Bedi, Drechsler-Parks, & Williams, 1992) (Robertson, 1998).

La integración del conocimiento abstracto de la fisiología en un controlador de lógica difusa ya se ha llevado a cabo con éxito. El controlador propuesto por el autor consistía en 36 reglas si-entonces que fueron aplicadas en un modelo que tenía tres conjuntos de variables (Jacobs, 1997).

La toma de decisiones humanas puede ser modelada utilizando lógica difusa donde nociones humanas como impulsos y motivos pueden ser abarcadas, los autores en este caso se enfocan en describir una metodología de 10 pasos para así lograr una maximización de la utilidad que es difícil de alcanzar cuando se utilizan procedimientos automáticos (Verreth, 2012).

Un estudio de casos fue realizado en el campo del entrenamiento de fuerza, donde los autores propusieron una evaluación de ejercicios de fuerza utilizando el enfoque

de lógica difusa, también consideraron que existe una falta de aplicaciones de control difuso en los campos del deporte y el entrenamiento (Novatchkov, 2013).

Con el pasar de los años han existido avances en la potencia de procesamiento y capacidad de computación de datos considerables, gracias a esto aplicaciones interdisciplinarias han ido surgiendo, como lo son estudios donde se utilizan controladores para regular el ritmo cardiaco en entrenamiento de resistencia aeróbica (Savkin, 2005) (Wang, 2008) (Su, 2010).

Una comparación entre un control proporcional-integral-derivativo(PID) convencional y un control proporcional-integral(PI) difuso en una aplicación de control del ritmo cardiaco sobre una caminadora fue realizado utilizando un computador, donde se vio un mayor desempeño en el control PI difuso (Savkin, 2005).

Un estudio basado en simulación donde el objetivo era identificar la solución óptima para un sistema de control, difuso no lineal para el entrenamiento de resistencia aeróbica, fue realizado, y se determinó que el controlador difuso mantuvo el desempeño dentro de los límites deseados, concluyendo que es factible considerar este tipo de control para una sesión de entrenamiento completa (Hantiu, 2014).

Tomando en cuenta estos antecedentes y con el objetivo de lograr un control del ritmo cardíaco humano en el entrenamiento cardiovascular, se propone el diseño e implementación de un sistema de control inteligente, basado en un microcontrolador con lógica difusa, para regular el ritmo cardíaco sobre una caminadora.

1.2 Justificación e Importancia

En la actualidad un alto porcentaje de personas tienen un estilo de vida sedentario, el cual es un importante factor de riesgo en el desarrollo de enfermedades cardiovasculares, y es la principal causa de muerte en países desarrollados y en desarrollo (Agarwal, 2012).

Cuando se habla del ejercicio físico se tiene un sin número de beneficios a la salud humana, muchos de estos comprobados científicamente. Se ha demostrado que ejercicio regular reduce la diabetes tipo 2 (Roumen, Blaak, & Corpeleijn, 2009) (Orozco, 2008), algunos tipos de cáncer (Friedenreich, 2008) (Tardon, 2005), mejoras en el equilibrio y en caídas (Sherrington, 2008) y en reducir la depresión (Teychenne, 2008). También se ha visto mejoras en las funciones físicas (Manini, 2009) (Mian, 2007), manejo del peso (Keller, 2008) (Seo, 2008) (Shaw, 2006) (Ohkawara, 2007), así como un aumento en la función cognitiva (Erickson, 2009) (Liu-Ambrose, 2009) y una mejora en la calidad de vida (Bize, 2007).

Cuando se habla del entrenamiento cardiovascular eficiente han surgido, con el pasar de los años, distintos enfoques y métodos que difieren del entrenamiento convencional, uno de éstos es el entrenamiento por intervalos de alta intensidad o HIIT por sus siglas en inglés, High Intensity Interval Training (Smith, 2003).

Se ha demostrado que el HIIT tiene beneficios superiores al entrenamiento convencional o moderado, al aumentar la capacidad aeróbica en pacientes con enfermedades de arteria coronaria (Rognmo, 2004), al aumentar la cantidad máxima de oxígeno que el cuerpo humano puede transportar y metabolizar también llamado VO₂ máx. (Helgerud, 2007). Existen estudios sobre el potencial que tiene el HIIT para reducir el riesgo de enfermedades cardio metabólicas (Kessler, 2012). Finalmente existe un estudio donde se habla del HIIT para maximizar los beneficios cardíacos del ejercicio (Wisløff, Ellingsen, & Kemi, 2009).

La importancia de este proyecto de investigación recae en la dificultad que existe actualmente para realizar este tipo de entrenamiento, HIIT, ya que los ritmos cardíacos tienen que cambiar dentro de ciertos intervalos, todo se lo realiza manualmente, por tanto, la existencia de un sistema automático que realice todos los cambios y ajustes sería un gran aporte interdisciplinario aplicado a la medicina deportiva

1.3 Alcance Del Proyecto

El presente trabajo de investigación, tiene como objetivo el diseño e implementación de un sistema de control inteligente, que regulará el ritmo cardiaco de una persona variando la velocidad del motor de la caminadora, con esto se podrá realizar un entrenamiento cardiovascular eficiente basado en el entrenamiento por intervalos de alta intensidad, HIIT.

El proyecto a realizar está dividido en cinco etapas las cuales se detallan a continuación:

En la primera etapa del proyecto, se realizará el diseño e implementación del hardware; lo cual compete: la adquisición adecuada de las señales de ritmo cardíaco, utilizando un monitor cardíaco comercial del tipo banda elástica e inalámbrica, así como la adaptación del control del motor existente de la caminadora mediante una señal externa que vendrá del controlador inteligente.

La segunda etapa del proyecto consiste en el diseño e implementación del controlador inteligente, que será realizado con la tarjeta microcontrolador STM32, ya que ha sido utilizada con anterioridad en proyectos de este tipo, basado en lógica difusa.

En la tercera etapa se realizará un análisis y programación de ciertos criterios que se deben tener en cuenta para definir el porcentaje del ritmo cardíaco máximo, según la persona y de la duración completa de la sesión de entrenamiento, que constará de intervalos de calentamiento, baja intensidad, de alta intensidad y enfriamiento, así como sus distintos valores de ritmo cardíaco.

En la cuarta etapa del proyecto, se elaborará una interfaz gráfica de usuario, GUI, en el software de MATLAB, para el ingreso de datos de la persona, así como la visualización del ritmo cardíaco en tiempo real.

En la última parte del proyecto, se concentra en la realización de pruebas de funcionamiento, preferiblemente con varios sujetos de prueba, para verificar la respuesta y el desempeño del sistema propuesto.

1.4 Objetivos

1.4.1 Objetivo general

Diseñar e implementar un sistema de control inteligente aplicado a una caminadora para el entrenamiento cardio vascular eficiente basado en HIIT.

1.4.2 Objetivos específicos

- Adquirir correctamente las señales de ritmo cardíaco en la tarjeta STM32.
- Adaptar la señal de control al hardware existente de la caminadora.
- Diseñar e implementar un controlador inteligente, utilizando la tarjeta STM32 basado en lógica difusa.
- Analizar y desarrollar el programa de entrenamiento de tipo HIIT, con los respectivos valores de ritmo cardíaco personalizados al individuo.
- Elaborar una interfaz gráfica de usuario, con el software MATLAB para el ingreso de datos y la visualización del ritmo cardíaco en tiempo real.
- Desarrollar pruebas de funcionamiento del sistema con el fin de valorar el desempeño.

CAPÍTULO II

2. MARCO TEÓRICO

2.1 Señales Cardíacas

2.1.1 Señal ECG

Mediante electrodos colocados en lugares específicos del cuerpo, conocidos como derivaciones, es posible registrar potenciales eléctricos referentes a la actividad del corazón, gracias a esto se obtiene una señal electrocardiográfica o ECG como se puede observar en la Figura 1.

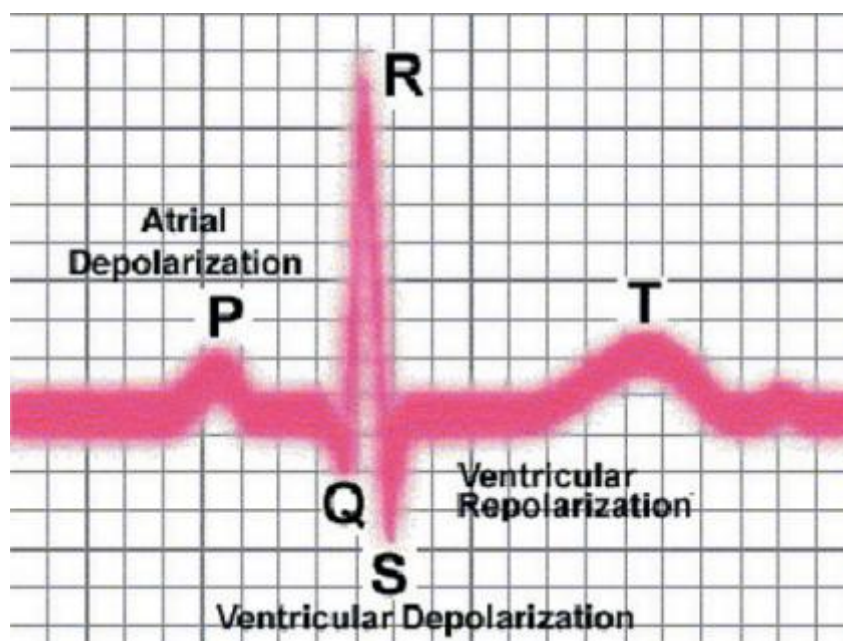


Figura 1. Forma de onda típica de un registro ECG

Fuente: (Vidal Silva & Pavesi Farriol, 2005)

Esta señal puede ser analizada en el dominio de la frecuencia, a continuación se presenta en la Tabla 1 la comparación del rango frecuencial de varias señales bioeléctricas típicas:

Tabla 1***Amplitud y rango frecuencial de señales bioeléctricas típicas.***

SEÑAL	AMPLITUD(mV)	Rango Frecuencial(Hz)
ECG	0.02 - 5.0	0.05 - 100
EEG	0.0002 - 0.3	DC - 150
EMG	0.1 - 5.0	DC - 10000

Fuente: (Vidal Silva & Pavesi Farriol, 2005)

De tal señal, la información que nos interesa se encuentra en el llamado complejo QRS, que es el pico que se forma como se puede apreciar en la Figura 1, la cual es necesaria detectar para poder encontrar el ritmo cardiaco.

2.1.2 Adquisición ritmo cardíaco

La adquisición del ritmo cardiaco normalmente acostumbra ser realizada de manera manual, después de un esfuerzo físico, una forma conocida es utilizar los dedos índice y medio para sentir los pulsos en la muñeca debido a que la arteria radial se encuentra ahí, o en alguna arteria carótida en el cuello, una vez identificado el pulso se realiza una cuenta en un intervalo fijo de tiempo con la cual se obtiene el ritmo cardiaco.

La unidad más conocida y utilizada cuando se habla de ritmo cardiaco son los BPM (Beats per minute) o latidos por minuto, así cuando la adquisición es manual se acostumbra a estimar este valor realizando una cuenta en intervalos de tiempo menores a un minuto y multiplicándolos por el factor necesario, por ejemplo si la cuenta se realiza en 30 segundos los BPM serán igual a la cuenta multiplicada por 2, si la cuenta se realiza en 15 segundos los BPM serán igual a la cuenta multiplicada por 4 y así dependiendo del intervalo de tiempo seleccionado.

Este tipo de adquisición tiene muchas desventajas y limitaciones, entre algunas de ellas, la detección manual del latido en alguna parte del cuerpo, que no se puede

realizar al mismo tiempo que se realiza la actividad física, que se estima el valor de BPM por lo tanto existirá un error, que el valor de ritmo cardiaco tiende a auto regularse una vez que el estímulo físico finaliza, es decir trata de llegar a un valor normal entre 60 y 80 BPM en reposo.

La medición del ritmo cardiaco también se puede encontrar con métodos más automáticos gracias al electrocardiograma y a la detección del complejo QRS, el cálculo o estimación del ritmo cardiaco se basa en encontrar el intervalo de tiempo R-R.

Actualmente y desde hace algunos años existen distintos métodos electrónicos para detectar los latidos cardiacos, empresas deportivas reconocidas como POLAR tienen en su catálogo de venta monitores de ritmo cardiaco, como el que se observa en la Figura 2, las cuales comúnmente utilizan una banda(sensor) colocada en el pecho que actúa como emisor del latido cardiaco detectado hacia un receptor, generalmente un reloj que entre varias funciones, la más importante es la estimación y visualización del ritmo cardiaco en tiempo real.



Figura 2. Monitor de ritmo cardiaco Polar RS400

Fuente: (Polar, 2017)

2.2 Lógica Difusa

La lógica difusa es una herramienta matemática que copia la manera en que los humanos manejamos y procesamos la información. Es un método de gran simplicidad para procesar información, tomar decisiones, y el control de procesos. (Guzmán, 2009)

Muchos métodos de análisis y control asumen que los datos son precisos o que las mediciones son exactas. Pero en la mayoría de aplicaciones de la vida real esto no ocurre y es que siempre existirá un error en la medición, introduciendo un grado de incertidumbre en el proceso.

La lógica difusa nos permite manejar la incertidumbre de una manera intuitiva. Rodrigo Salas autor de un artículo habla de la lógica difusa y nos dice: *"Además de hacer posible la formalización de números imprecisos, también nos permite realizar aritmética utilizando tales números difusos. La teoría clásica de conjuntos puede ser extendida haciendo posible expresar los vagos conceptos humanos usando conjuntos difusos."* (Salas, 2008)

Es decir, la teoría de conjuntos clásica es binaria, un elemento o pertenece al conjunto o no. Un conjunto difuso en cambio tiene grados de membresía, porque sus límites no están definidos exactamente y pueden variar de persona a persona, así un conjunto puede estar definido por variables lingüísticas como: lejos, cerca, pesado, liviano, grande, pequeño, rápido, lento, frío, caliente, alto, bajo, etc.

2.2.1 Control difuso

Basado en la lógica difusa este tipo de control es popular debido a su gran campo de acción en procesos difíciles de modelar matemáticamente, esto porque el diseño y sintonización del controlador se basa en una persona con conocimiento y experiencia del proceso.

La arquitectura del control difuso se puede ver a continuación en la Figura 3:

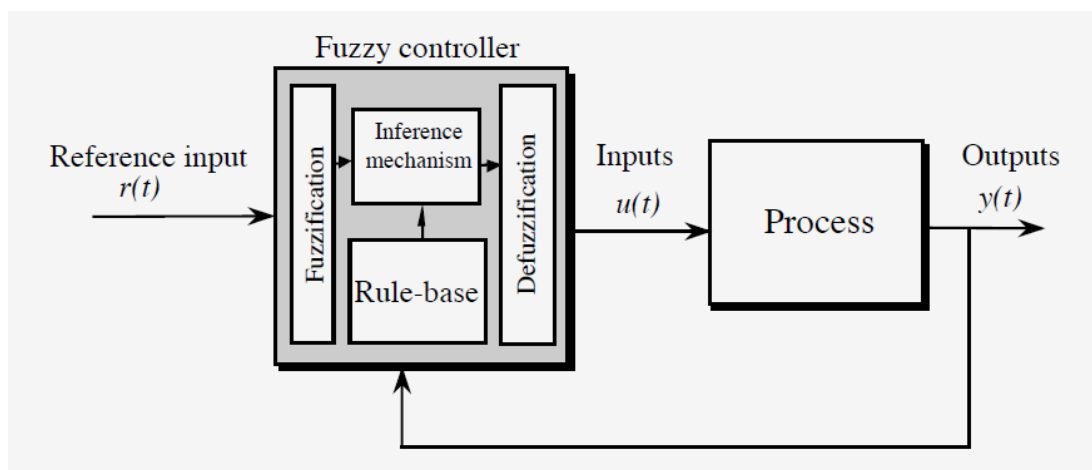


Figura 3. Arquitectura de un controlador difuso

Fuente: (Passino & Yurkovich, 1998)

El controlador difuso tiene cuatro componentes. Primero, la base de reglas, tiene el conocimiento en forma de un conjunto de reglas de cómo controlar el proceso de la mejor manera. Segundo, el mecanismo de inferencia, evalúa que reglas de control son relevantes en ese instante y decide cual debería ser la entrada de la planta. Tercero, fusificación, que modifica las entradas para que puedan ser interpretadas y comparadas a las reglas, pasa de un nivel numéricos a nivel lingüístico. Cuarto, defusificación, que convierte las conclusiones alcanzadas por el mecanismo de inferencia en la entrada de la planta, pasa de un nivel lingüístico a un nivel numérico.

Básicamente se debe ver al controlador difuso como un tomador de decisiones artificial que opera en un sistema de lazo cerrado en tiempo real. Toma información del estado de la planta, lo compara con la referencia, y decide cual es debería ser la entrada a la planta para que los objetivos sean cumplidos. (Passino & Yurkovich, 1998)

2.3 Entrenamiento por Intervalos de Alta intensidad

El entrenamiento por intervalos de alta intensidad o HIIT se define en general como repetidos turnos de corta a moderada duración (de 10 segundos a 5 minutos) realizados a una intensidad mayor al umbral anaeróbico, que es cuando el metabolismo pasa de aeróbico a anaeróbico. Estos turnos son separados por breves periodos de baja intensidad o inactividad para alcanzar una recuperación parcial mas no una recuperación completa. El propósito del HIIT es estresar repetidamente los sistemas fisiológicos que serán usados durante el ejercicio de resistencia a un nivel mayor al requerido durante la actividad. (Laursen, 2002)

Existe un estudio donde se habla del HIIT para maximizar los beneficios cardíacos del ejercicio el autor utiliza un protocolo de entrenamiento detallado a continuación:

Calentamiento: 5-10 minutos.

HIIT: Turnos de 4 minutos a un 90%-95% del ritmo cardiaco máximo, con descansos activos de 2-3 minutos a un 60%-70% del ritmo cardiaco máximo.

Enfriamiento: 3-5 minutos.

En conclusión, se dice que el HIIT es un factor importante de éxito en el diseño eficaz de programas de entrenamiento y que la alta intensidad es particularmente crítica en mejorar la función cardiaca. (Wisløff, Ellingsen, & Kemi, 2009).

Un concepto importante es el del ritmo cardiaco máximo o HRmax, el cual solo puede ser encontrado exactamente mediante una prueba de esfuerzo controlada, pero para fines prácticos este valor puede ser predicho mediante ecuaciones. La ecuación más conocida es $HR_{max}=220-edad$, pero se han hecho varios estudios, en donde la ecuación que mejor se aproxima al ritmo cardiaco máximo real y la cual será usada posteriormente en este proyecto es $HR_{max}=208-0.7*edad$. Este valor depende

solamente de la edad, es independiente del género y de la actividad física que se realiza. Una nota importante es que esta ecuación tiende a subestimar el ritmo cardíaco máximo en adultos mayores. (Tanaka, 2001)

CAPÍTULO III

3. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL HARDWARE

3.1 Introducción

De forma simple un sistema de control en lazo cerrado puede estar representado por los siguientes bloques mostrados en la Figura 4.

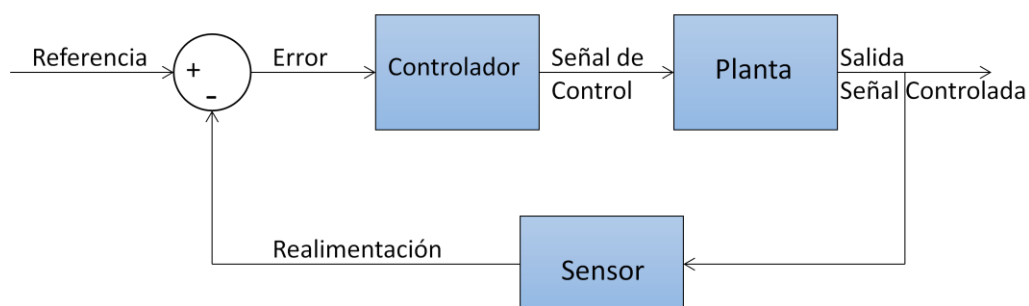


Figura 4. Sistema de control en lazo cerrado

En el caso de este proyecto el objetivo es regular el ritmo cardíaco en función de un perfil determinado, para lograr esto la señal de control será la encargada de modificar la velocidad de la caminadora, es importante destacar que la planta vendrá a ser la combinación de la caminadora con la persona que realizará la prueba física, esto significa que las características de la planta cambiarán con cada persona que se suba.

El primer bloque es el del controlador que deberá tener tal grado de inteligencia para poder tomar las acciones de control independientemente de las variaciones que existan en la planta. Por tanto y como un objetivo de este proyecto de investigación es el utilizar un controlador basado en lógica difusa, ya que, entre sus muchas ventajas, la más importante para este proyecto es que no es necesario la identificación matemática de la planta.

El segundo bloque es el de la planta, el cual se considera a la persona y la caminadora como uno solo y donde se conoce que el ritmo cardiaco aumenta cuando existe actividad física, se puede decir que al aumentar la velocidad gradualmente el ritmo cardíaco también irá en aumento, aunque solo hasta cierto punto y no necesariamente de forma lineal.

El tercer y último bloque es la instrumentación, aquí el objetivo es conocer el ritmo cardiaco de la persona en tiempo real, y en este caso es la salida del sistema de control. El valor de ritmo cardiaco es necesario para que el controlador pueda tomar las correctas acciones de control según el estado actual del proceso.

3.2 Adquisición del ritmo cardíaco

Para la adquisición del ritmo cardiaco se planteó el uso de un sensor comercial, Figura 5, ya que se disponía de él con anterioridad, de la marca Polar, que comúnmente viene con su respectivo reloj en el cual se puede observar el ritmo cardiaco entre otras funciones. Una de las ventajas más importantes es que este sensor es inalámbrico, a continuación se muestra la información del monitor de ritmo cardiaco utilizado.

Monitor ritmo cardiaco / reloj: Polar FT4

Sensor: Polar heart rate sensor H1

Características importantes:

- Tira Polar Pro: material textil suave, electrodos mejorados, puntos de silicona antideslizantes y una hebilla segura.
- Batería fácil de reemplazar.
- Transmisión inalámbrica codificada de 5 kHz.



Figura 5. Monitor de ritmo cardiaco Polar FT4

Fuente: (Polar, 2017)

Por lo tanto, al poseer el transmisor de ritmo cardiaco el siguiente paso es encontrar un receptor compatible que nos permita utilizar la señal de ritmo cardiaco.

En el mercado se encontraron dos receptores que podrían ser utilizados en este proyecto, el primero llamado HRMI heart rate monitor interface, visto en la Figura 6.

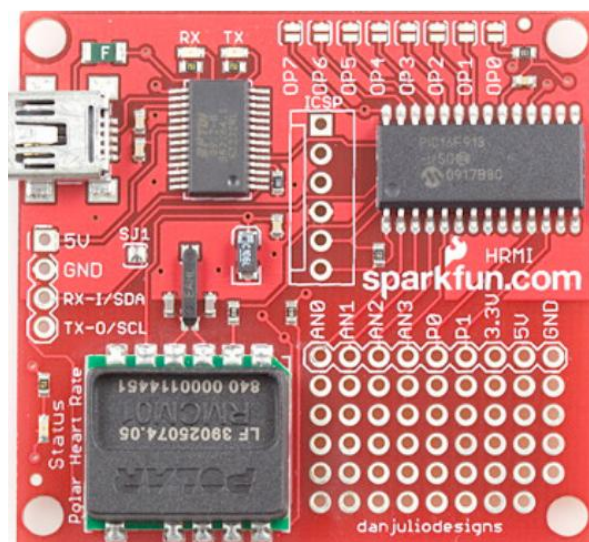


Figura 6. Heart rate monitor interface HRMI

Fuente: (Julio, 2017)

El cual aparte de ser compatible con el transmisor tiene características como:

- Múltiples interfaces: USB, Nivel lógico serial e I2C.
- Procesamiento dual: promediado y crudo.
- Utiliza el receptor Polar RMCM01.
- Buffer de datos de 32 entradas de ritmo cardiaco.
- 4 entradas ADC de 8 bits.
- Puerto de utilidad entrada/salida de 5 canales.
- Interfaz simple comando/respuesta.
- Operación programable al encender.

Especificaciones técnicas:

Tabla 2
Especificaciones técnicas HRMI

Parámetro	Min	Typ	Max	Unidad
Voltaje de alimentación	3.6		5.5	V
Voltaje de alimentación USB	4.5	5	5.5	V
Corriente externa		30	45	mA
Rango recepción	80	92	100	cm
Frecuencia recepción		5.5		kHz
Temperatura de operación	0	20	60	°C

Aunque existen varias desventajas, las cuales son: funciona bajo la modalidad maestro / esclavo o sea que necesita recibir un comando ASCII para poder enviar el valor de ritmo cardiaco, el programa de promediado viene por defecto y no se lo revela. Debido a estas razones se decide ir por un receptor que no contenga electrónica adicional, tal es el caso del receptor inalámbrico de Polar, RE07S, el cual se puede observar en la Figura 7:

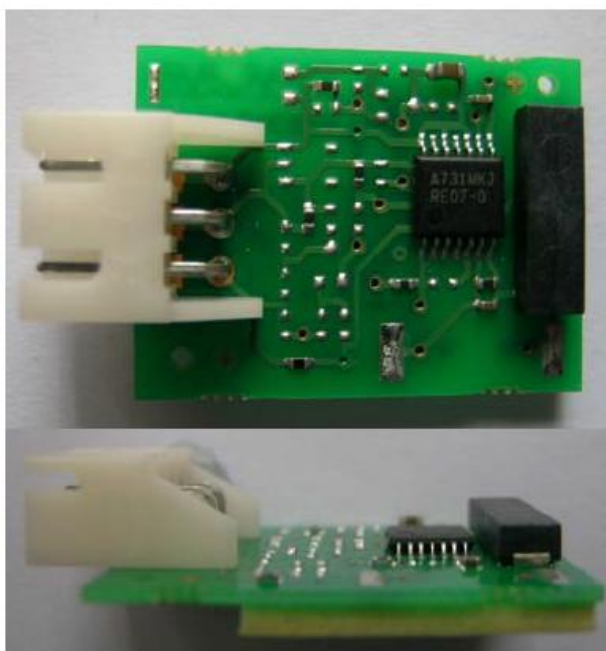


Figura 7. Receptor inalámbrico RE07s

Fuente: (Polar, parallax.com, 2011)

En este caso el receptor capta la señal inalámbrica enviada por el transmisor y la transforma en un pulso lógico cada vez que se detecta un latido cardíaco.

Sus dimensiones pueden ser vistas en la Figura 8 y sus especificaciones técnicas son:

Tabla 3
Especificaciones técnicas RE07S

Parámetro	Min	Typ	Max	Unidad
Voltaje de alimentación	3		5	V
Corriente de fuente promedio		200		uA
Temperatura de operación		25		°C
Ancho de pulso	14.6	15.6	16.6	ms
Rango de recepción		80	105	cm

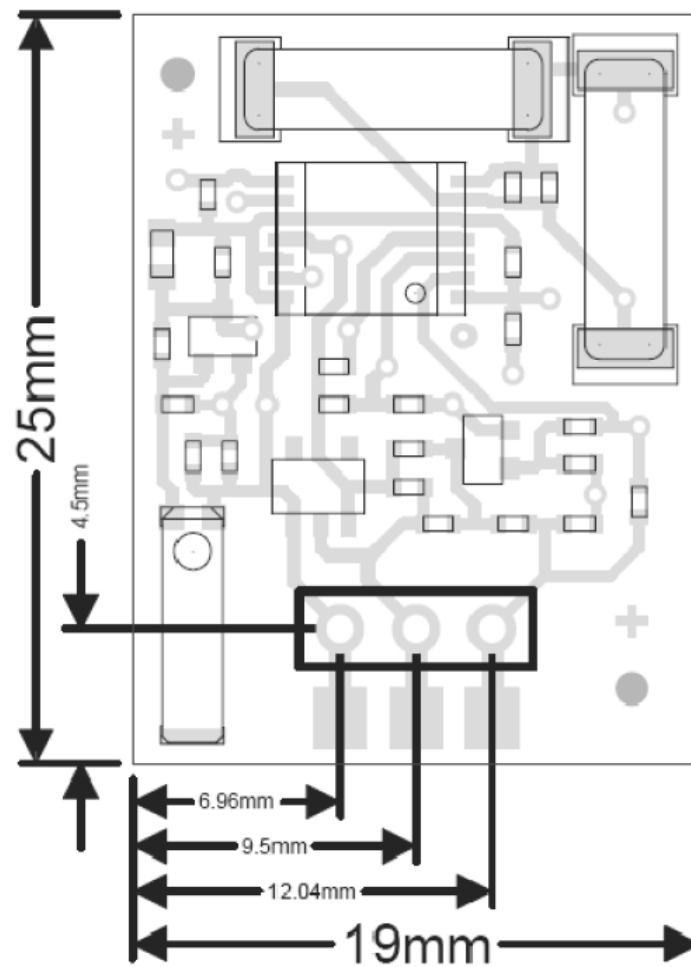


Figura 8. Dimensiones RE07s

Fuente: (Polar, parallax.com, 2011)

Dado que este receptor envía un pulso lógico cada que detecta un latido y la información que se necesita es el ritmo cardíaco, se procede a utilizar la tarjeta Arduino Due como interfaz entre el receptor RE07S y la tarjeta STM32F4, por lo tanto, se procede a programar dicha tarjeta para que calcule el ritmo cardíaco y lo envíe hacia la tarjeta STM32F4.

A continuación, en la Figura 9 se puede observar el orden que se sigue para la adquisición del ritmo cardíaco.

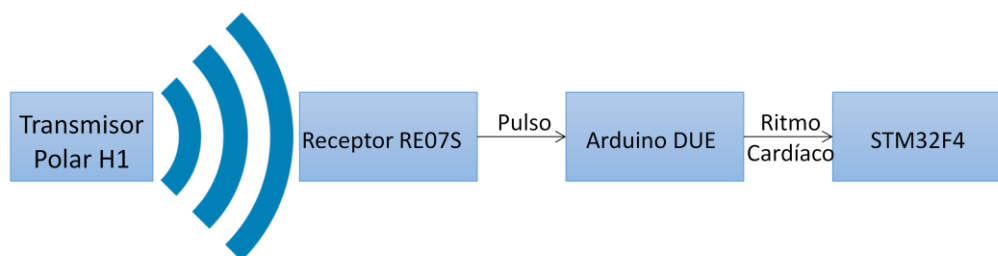


Figura 9. Esquema adquisición de ritmo cardíaco

Para encontrar el ritmo cardíaco se hizo uso de una función de los microcontroladores conocida como interrupción externa, la cual se ha configurado para detectar cuando una señal cambia de nivel bajo a alto o conocido como "rising", cuando esto sucede se entra automáticamente a una subrutina la cual encontrará el tiempo entre pulsos, o tiempo entre latidos, se guardarán los últimos 5 tiempos entre latidos que nos servirán para realizar el promediado posteriormente. Se realiza el promediado de los últimos 5 latidos, posterior a esto el promediado se actualiza cada latido, se realiza esto para tratar de compensar en caso de que exista un falso positivo o se pierda algún pulso, pero sin perder la velocidad de respuesta. Una vez realizado el promediado se estima el ritmo cardíaco con este valor en latidos por minuto o BPM.

Inicialmente este valor de ritmo cardíaco se lo enviaba a la tarjeta STM32F4 codificado en una señal analógica de 0 a 3.3V mediante el conversor digital análogo DAC que el DUE posee, pero debido a que esta señal tenía mucha variabilidad además de ser susceptible al ruido, se decidió enviar esta señal como un código binario de 8 bits mediante 8 puertos digitales, o sea en una comunicación paralela.

Se utiliza un pequeño filtraje del latido detectado para restringirlo a un valor máximo, para esto se designa una edad mínima de 18 años, cuyo valor máximo de ritmo cardíaco predicho por $HR_{max}=220-\text{edad}$ y $HR_{max}=208-0.7*\text{edad}$, da como resultado 202 y 195 bpm respectivamente. Se toma el valor más alto de 202 bpm lo

que significa que cada latido se podrá dar cada 297 milisegundos como máximo, cualquier valor más rápido será descartado.

El receptor RE07S es alimentado con 5 voltios provenientes de la tarjeta Arduino DUE ya que de esta forma se tiene más rango de recepción, la señal de latido cardiaco de retorno es de 5V, pero el DUE solo acepta un máximo de 3.3V por lo tanto se realiza un divisor de tensión, a continuación, se muestra en la Figura 10 el diagrama eléctrico.

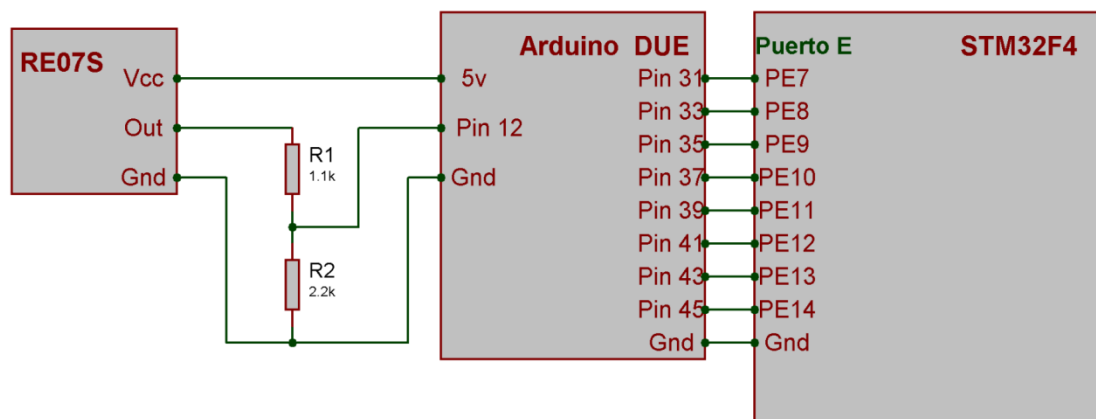


Figura 10. Diagrama eléctrico adquisición ritmo cardiaco

En el lado de la tarjeta STM32F4 se programó la decodificación del código binario obtenido utilizando el entorno Simulink de Matlab, para obtener el valor de ritmo cardiaco, se hizo uso del paquete Waijung para la elaboración del programa en bloques y de la grabación en la tarjeta.

La lógica de la decodificación es el uso de los valores decimales dependiendo del número del bit, empezando desde el bit menos significativo, con valor 1, hasta el bit más significativo, con valor 128, los cuales son multiplicados por el bit lógico recibido, 1 o 0, y finalmente sumados para encontrar el valor decimal del ritmo cardiaco, como se lo puede observar en la Figura 11.

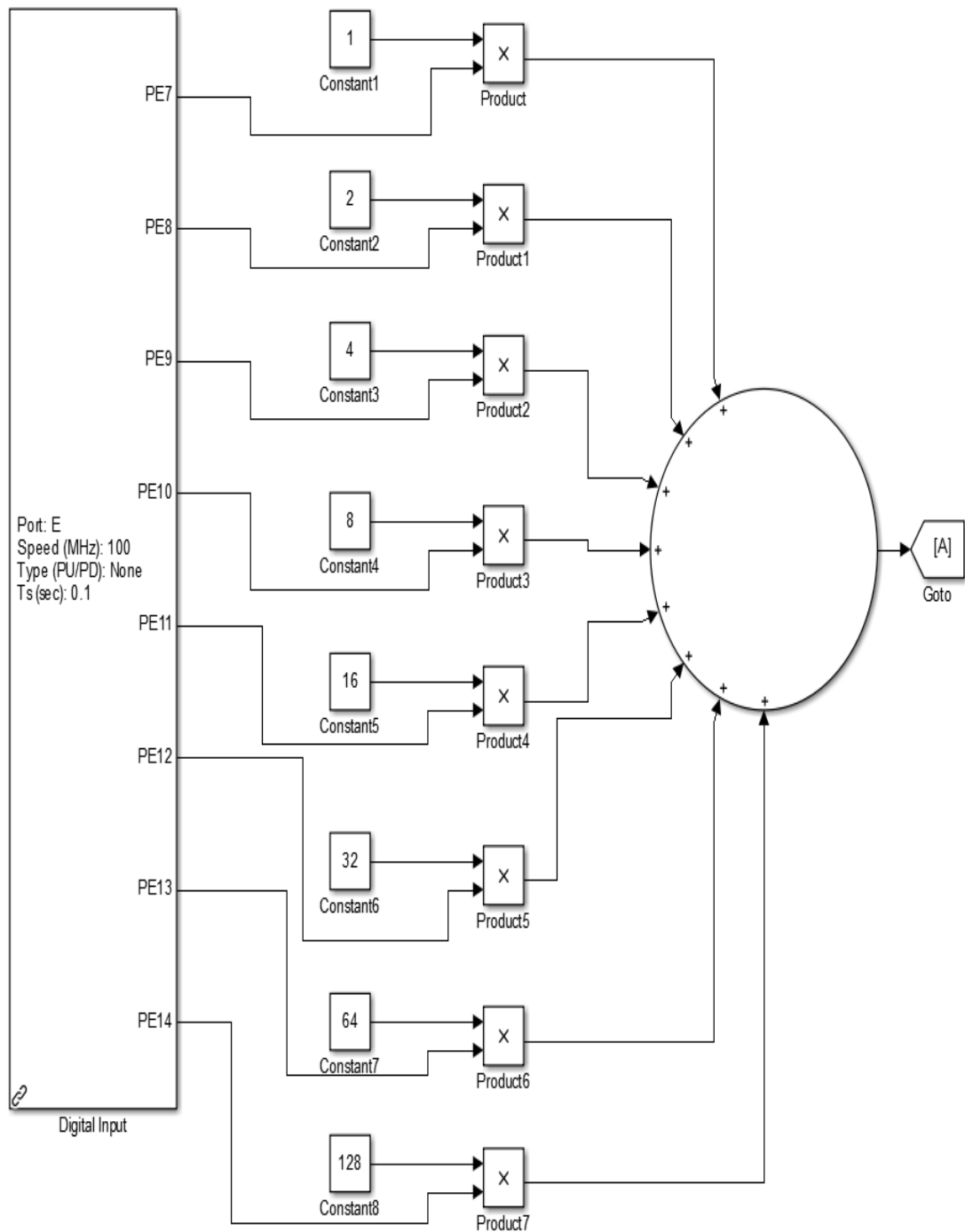


Figura 11. Programa para la decodificación del ritmo cardiaco

3.3 Interfaz entre señal de control y caminadora

El objetivo de esta etapa es el de poder controlar la velocidad de la caminadora, mediante el computador, a través de la tarjeta STM32F4 y recibir a la vez la señal de ritmo cardiaco para que sea visualizada en pantalla.

Una vez analizado el cableado de la caminadora, se encontró que utiliza un controlador de motor llamado MC-60, visto en la Figura 12, el cual es la interfaz entre la señal de control propia de la caminadora y el motor DC, dicha señal de control es del tipo DC y va de 0 a 10 V, al aumentar este voltaje la velocidad de la caminadora también aumenta.



Figura 12. Controlador del motor MC-60

Dado que la tarjeta STM32F4 tiene incorporado tres convertidores análogo-digital, DAC, de 12 bits con rango de salida de 0 a 3V, el primer diseño de interfaz contemplaba solamente una etapa de amplificación con ganancia 3.3, de esta forma

se logró controlar fácilmente la velocidad de la caminadora mediante un programa que cambiaba este valor DAC.

Se hizo uso de la comunicación USB integrada en la tarjeta STM32F4 para el envío y recepción de los datos, y nuevamente se utiliza el entorno de Simulink para la programación con bloques, en esta ocasión se tiene un programa para la tarjeta STM32F4, Figura 13, y otro que correrá en el computador.

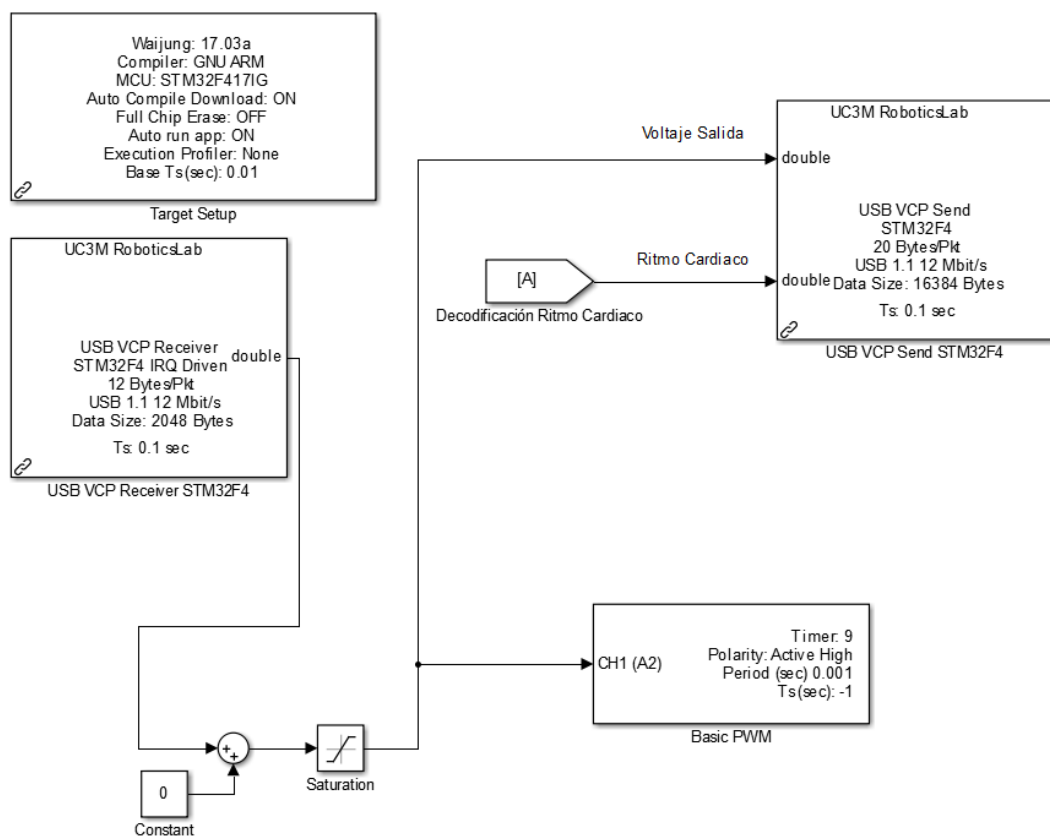


Figura 13. Programa en la tarjeta STM32F4

Por simplicidad no se ha incluido en la Figura 13 la etapa de decodificación, ya que fue presentada anteriormente en la Figura 11. Como se puede observar se tienen los bloques de configuración de la tarjeta, dos bloques de comunicación, uno recibe el valor de la DAC y el otro envía este valor además del valor de ritmo cardíaco,

mediante USB hacia la PC, y el bloque de configuración de la DAC con su respectiva anti-saturación para limitar los valores de 0 a 3.3V.

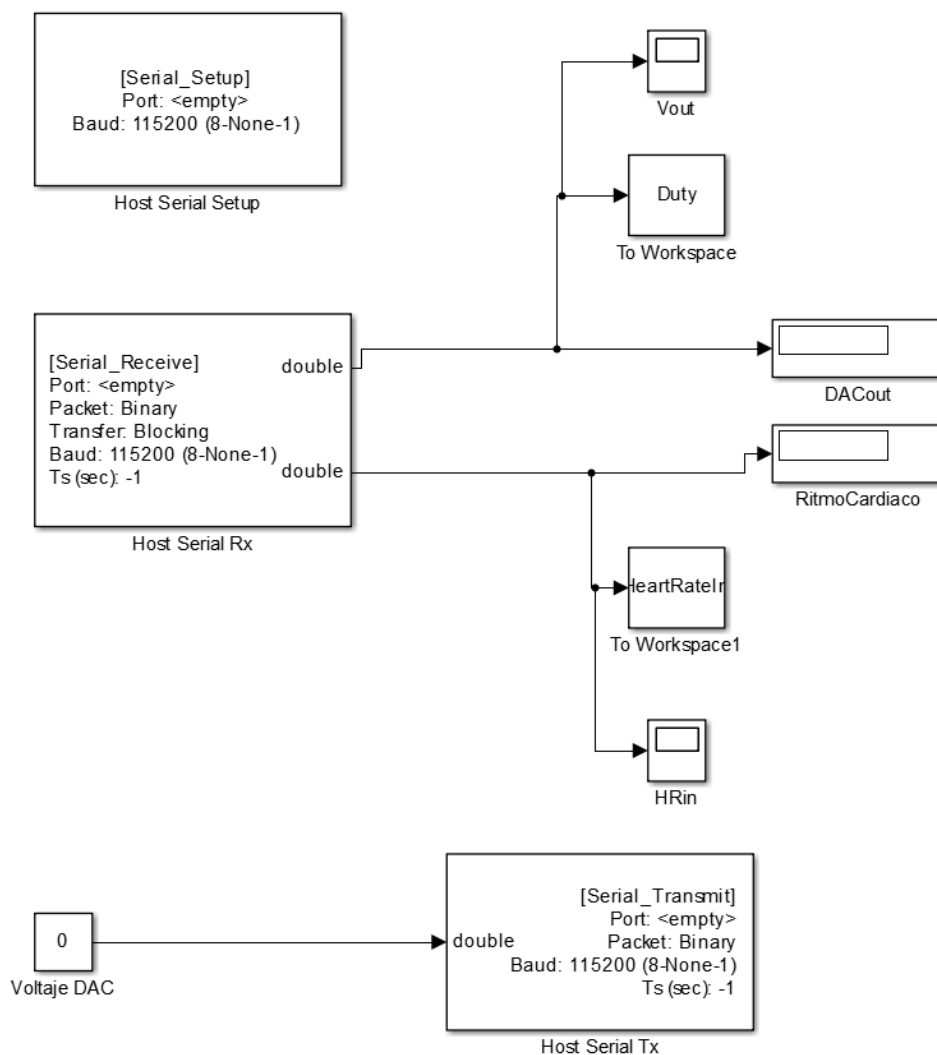


Figura 14. Programa en la PC

En la Figura 14 se observa el programa para el envío y recepción, donde se puede observar en tiempo real el valor DAC y el ritmo cardíaco, así como cambiar el valor de la velocidad de la caminadora al editar el valor de la constante.

Uno de los desafíos más importantes de este proyecto de investigación aparece en este punto, esto porque una vez integrado todos los dispositivos, para poder controlar

la velocidad y poder visualizar el ritmo cardiaco, en pantalla se observó que cada vez que la velocidad de la caminadora no era cero, la señal de ritmo cardiaco desaparecía por completo y en su lugar solo se observaba ruido.

A continuación se presenta dos gráficas, que ilustran la pérdida, Figura 15, y recuperación, Figura 16, de la señal de ritmo cardiaco al cambiar la velocidad de la caminadora, para este ejemplo se envía un valor de 2 voltios a través de la DAC que representa un valor de velocidad de alrededor del 60%. En la gráfica superior se visualiza el valor del voltaje de salida que controla la velocidad y en la gráfica inferior se observa el valor de ritmo cardiaco, ambas fueron capturadas en tiempo real.

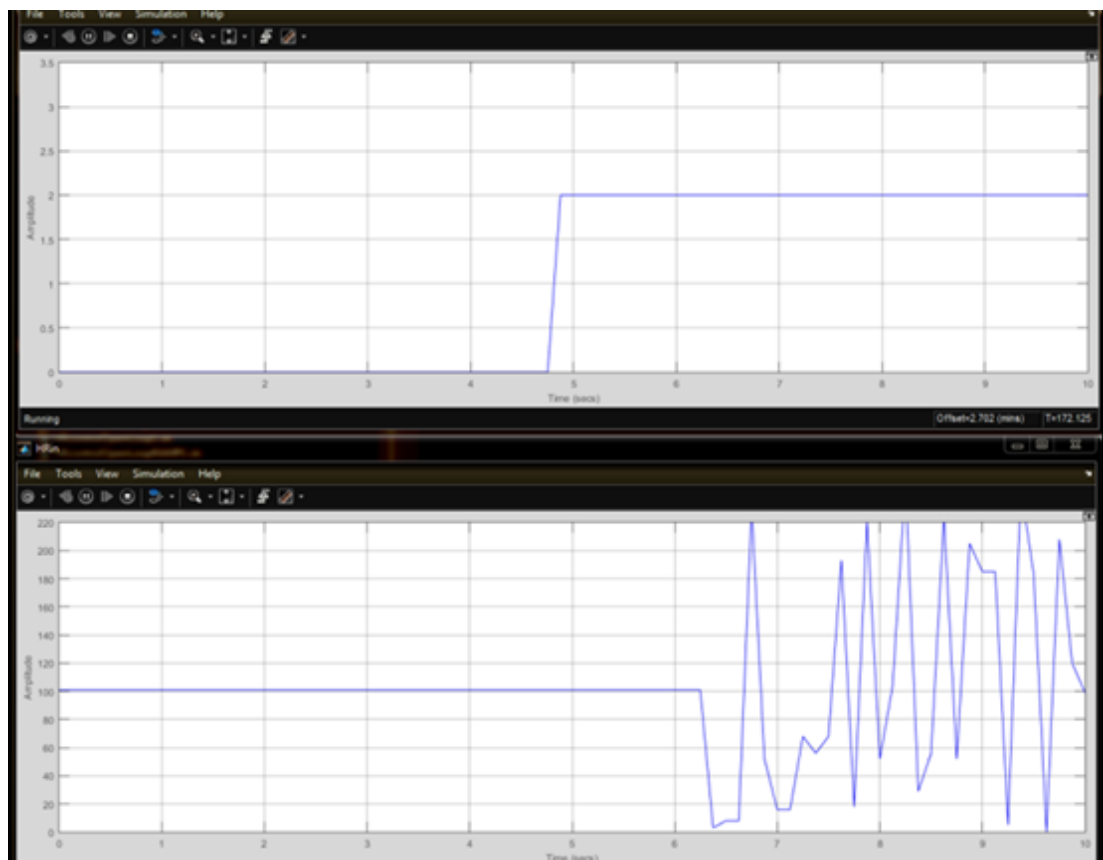


Figura 15. Pérdida de la señal de ritmo cardiaco

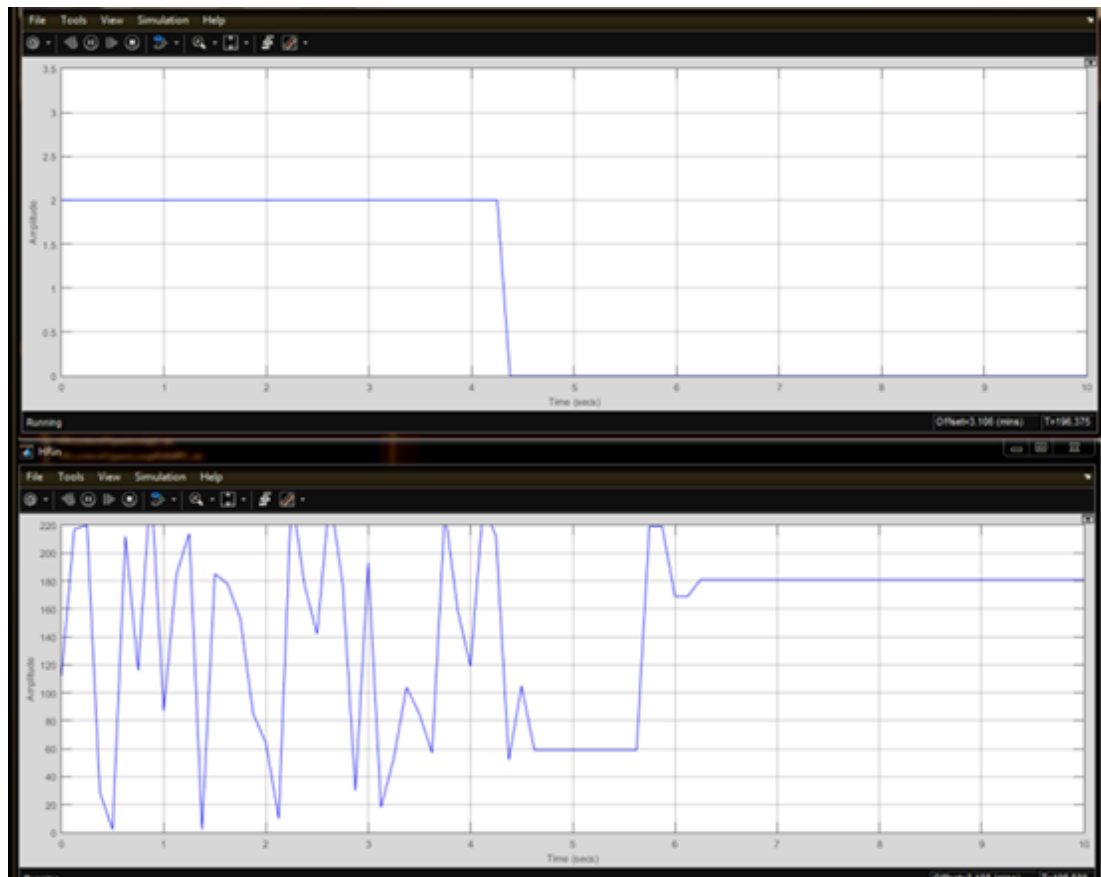


Figura 16. Recuperación de la señal de ritmo cardiaco

El problema fue identificado como interferencia electromagnética proveniente del motor cuando este entra en funcionamiento. La solución final a este problema fue con la aplicación del aislamiento galvánico para la señal de control, de esta forma no existirá una conexión cableada real entre el controlador MC-60 de la caminadora y la tarjeta STM32F4. Para lograr esto se tuvo que rediseñar la interfaz, esta vez se utilizó la modulación por ancho de pulsos, PWM, la cual es transmitida mediante un optoacoplador, para así poder controlar la velocidad del motor.

El optoacoplador utilizado es el TLP521, hay que tener cuidado en que la frecuencia del PWM no sea muy alta en relación al tiempo de respuesta del optoacoplador, para que exista un correcto funcionamiento. Para esto existe una fórmula, donde se relacionan la frecuencia del PWM, los tiempos de conmutación o

“switcheo” de elevación y caída y el número de pasos o niveles relacionado a la resolución en bits.

$$Frec = \frac{2}{n(tr + tf)}$$

Donde n es el número de pasos o resolución, tr el tiempo de elevación y tf tiempo de caída, que según el datasheet son de $2\mu s$ y $3\mu s$ respectivamente, al utilizar una resolución de 8 bits, se tiene 256 niveles y reemplazando en la ecuación la frecuencia máxima que se puede utilizar es de 1562.5 Hz.

Por lo tanto, el PWM fue configurado con un periodo de 0.001 segundos, o lo que es igual a una frecuencia de 1Khz. Para tener una señal DC se utilizó un filtro RC pasivo cuidando que la constante de tiempo no sea de un valor muy alto para evitar introducir retardos, en la práctica se tuvo muy buena respuesta con un capacitor de $0.33\ \mu F$ y una resistencia de $10K\Omega$, cuya constante de tiempo es de 3.3mS.

Se introdujeron seguidores de tensión en el circuito porque se observó que existían caídas de tensión, debido a la corriente, el circuito de la interfaz se puede observar en la Figura 17.

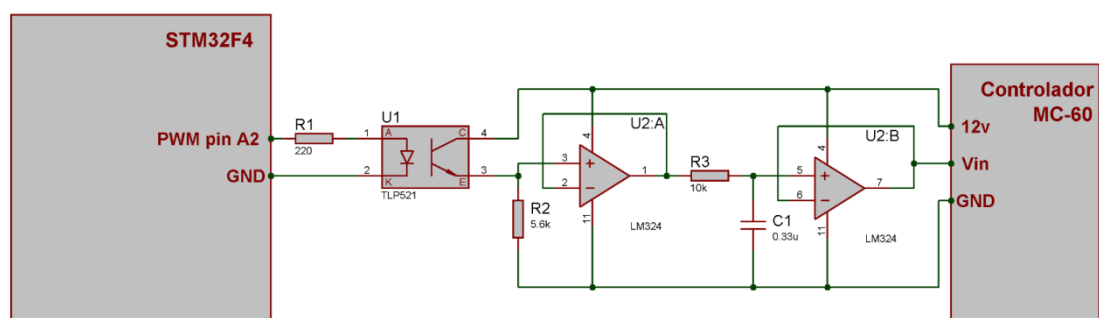


Figura 17. Diagrama eléctrico interfaz de la señal de control

CAPÍTULO IV

4. DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DEL CONTROLADOR INTELIGENTE

4.1 Diseño del controlador difuso

Para poder comprender de mejor manera el comportamiento del ritmo cardiaco se realizaron pruebas en lazo abierto, donde se variaba el ciclo de trabajo del motor, Figura 18, para poder observar qué respuesta tenía el ritmo cardiaco, Figura 19. A continuación, se puede observar una de estas pruebas en la que el ciclo de trabajo se aumentaba en forma de una señal rampa.

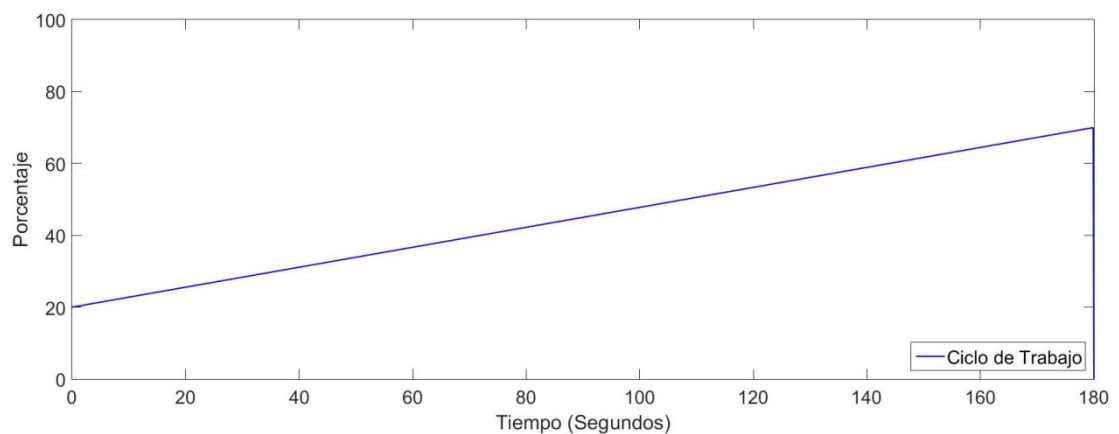


Figura 18. Señal rampa para el ciclo de trabajo

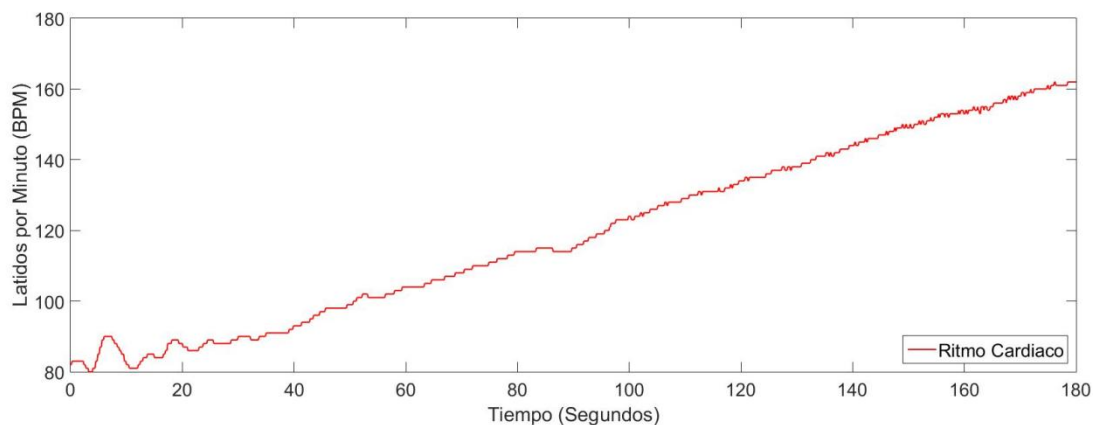


Figura 19. Respuesta del ritmo cardiaco en lazo abierto

La velocidad de la caminadora fue aumentando desde el mínimo, que corresponde a un 20% del ciclo de trabajo, hasta un valor del 70% del ciclo de trabajo en 180 segundos o 3 minutos. El ciclo de trabajo en esta prueba aumentaba a una razón de 1% cada 3.6 segundos y se observó que el ritmo cardiaco aumentó aproximadamente a una razón de 1 latido por minuto cada 2 segundos. Por lo tanto, preliminarmente se puede decir que el ritmo cardiaco tiene una relación directamente proporcional a la velocidad de la caminadora, aunque se debe decir que esta relación no se mantiene constante a lo largo del tiempo, y dependiendo del estado físico se llegará a una velocidad a la cual simplemente no será posible seguir corriendo.

Uno de los pasos más importantes es el definir las entradas del controlador, al utilizar uno basado en lógica difusa se puede realizar un control no solamente de una variable, sino de múltiples. El error entre la referencia y el valor del proceso o en este caso el valor actual de ritmo cardiaco es, de manera estándar, la primera entrada.

$$\text{Error} = \text{Set Point} - \text{Ritmo cardiaco actual}$$

$$e = sp - hr \text{ [bpm]}$$

Pero el controlador debe ser capaz de ajustarse a cambios en la planta, que se van a dar debido a las distintas personas que serán sometidas al sistema. Dado que cada persona tendrá una respuesta diferente, ya sea por su estado físico actual, su altura, peso u otros, una variable importante es la razón de cambio del ritmo cardiaco, que le dirá al controlador qué tan rápido está cambiando el ritmo cardiaco, ya sea aumentando o disminuyendo, para que este realice las correctas acciones de control.

$$\text{Razón de cambio del ritmo cardiaco} = \frac{\text{Valor actual} - \text{Valor anterior}}{1 \text{ segundo}}$$

$$\Delta hr(t) = \frac{hr(t) - hr(t-1)}{1 \text{ s}} \left[\frac{\text{bpm}}{\text{s}} \right]$$

Ya definidas las entradas, el siguiente paso es definir la salida, en este caso será la velocidad del motor, mediante el cambio del ciclo de trabajo del modulador por ancho de pulso PWM incorporado en la tarjeta STM32F4.

$$\text{Ciclo de trabajo} = \text{Ciclo de trabajo anterior} + \text{Variación del ciclo de trabajo}$$

$$d(t) = d(t - 1) + \Delta d [\%]$$

Ya con las entradas y salidas debemos definir las funciones de membresía para cada una, de preferencia se dice que debe haber simetría entre las entradas y salidas, por tanto, se han escogido 5 funciones de membresía triangulares para cada entrada, así como para la salida. Donde clasificaremos al error y a la razón de cambio del ritmo cardíaco como, grande negativo, pequeño negativo, cero, pequeño positivo y grande positivo. La salida en cambio se clasificará en disminuir mucho, disminuir poco, mantener, aumentar poco y aumentar mucho la velocidad. El siguiente paso es asignar una variable lingüística a cada valor numérico de entrada, esto nos sirve para "fusificar" las entradas.

Por tanto, las funciones de membresía de la entrada error, Figura 20, estarán dadas por:

$$e = \{-20, 20\} [bpm]$$

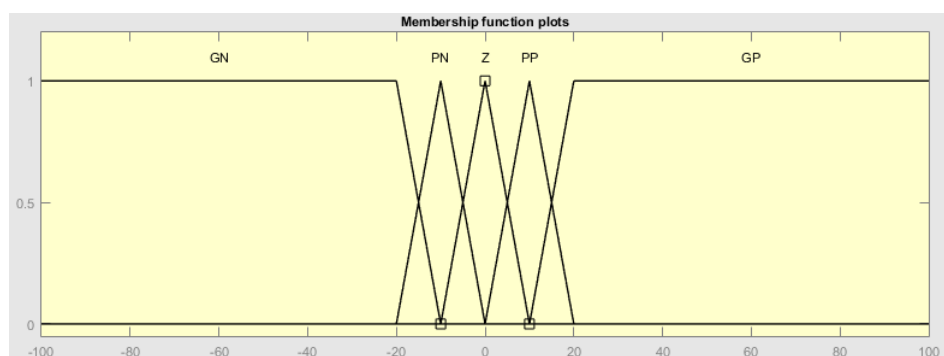


Figura 20. Funciones de membresía de la variable error

Mientras que para la entrada razón de cambio del ritmo cardiaco, Figura 21, se tiene:

$$\Delta hr = \{-5, 5\} \left[\frac{bpm}{s} \right]$$

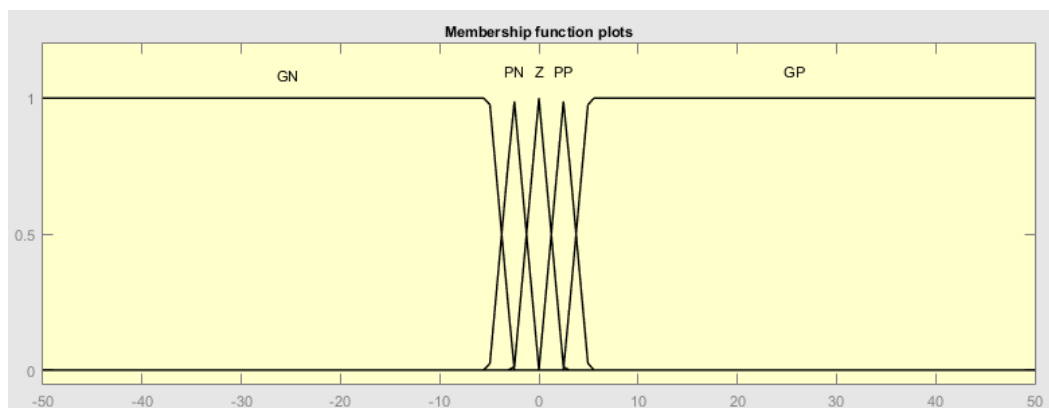


Figura 21. Funciones de membresía razón de cambio del ritmo cardiaco

En el caso de la salida se realiza el proceso inverso, se pasa de variables lingüísticas a valores numéricos, Figura 22, esto se conoce como "defusificación" y está definido a continuación.

$$d = \{-10, 10\}[\%]$$

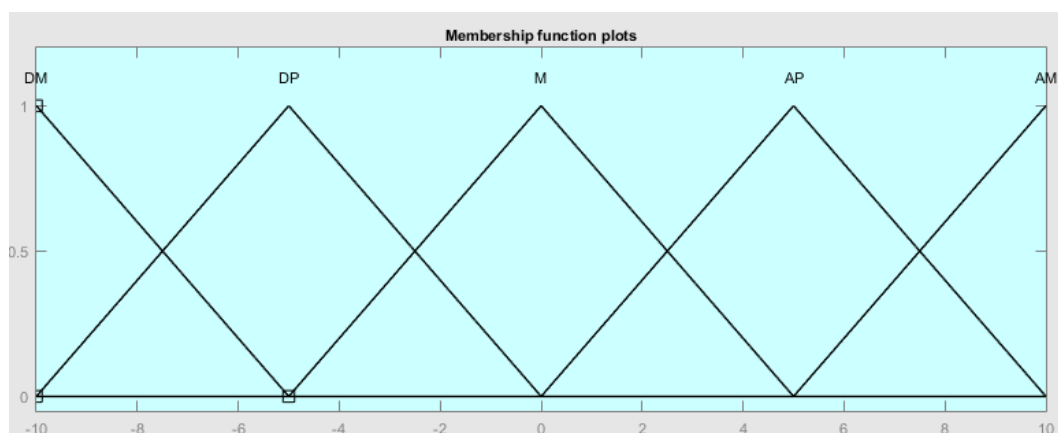


Figura 22. Funciones de membresía variación del ciclo de trabajo

Una buena práctica para el diseño de la base de reglas es el utilizar el “man on the loop” u hombre en el lazo, o sea que el diseñador asuma estados de las entradas y realice las acciones de control. Por ejemplo, con las entradas y salidas definidas podemos decir que, si el ritmo cardiaco actual está muy por debajo de la referencia, o sea que el error es grande positivo, y si el ritmo cardiaco está aumentando rápidamente, o sea que la razón de cambio del ritmo cardiaco es también grande positiva una correcta acción de control es la de mantener la velocidad actual.

Basados en esto se construye la matriz de reglas que relaciona las dos entradas y la salida, en la cual con dos entradas y cinco funciones de membresía se tiene $5^2 = 25$ combinaciones posibles de las variables lingüísticas.

Tabla 4. Matriz de reglas del controlador

Variación de velocidad		Error				
		GN	PN	Z	PP	GP
Razón de cambio del ritmo cardiaco	GN	M	AP	AP	AM	AM
	PN	DP	M	AP	AP	AM
	Z	DP	DP	M	AP	AP
	PP	DM	DP	DP	M	AP
	GP	DM	DM	DP	DP	M

Las operaciones lógicas se han utilizado de manera estándar, AND como el mínimo, Or como el máximo, implicación como mínimo, agregación como máximo y la defusificación por el centroide, cabe recalcar que el cambio de estas operaciones tiene poca influencia en la respuesta final del controlador.

4.2 Implementación del controlador

La implementación del controlador difuso se le hizo en el entorno “fuzzy” de Matlab, Figura 23, que permite el ingreso de manera intuitiva de toda la información requerida.

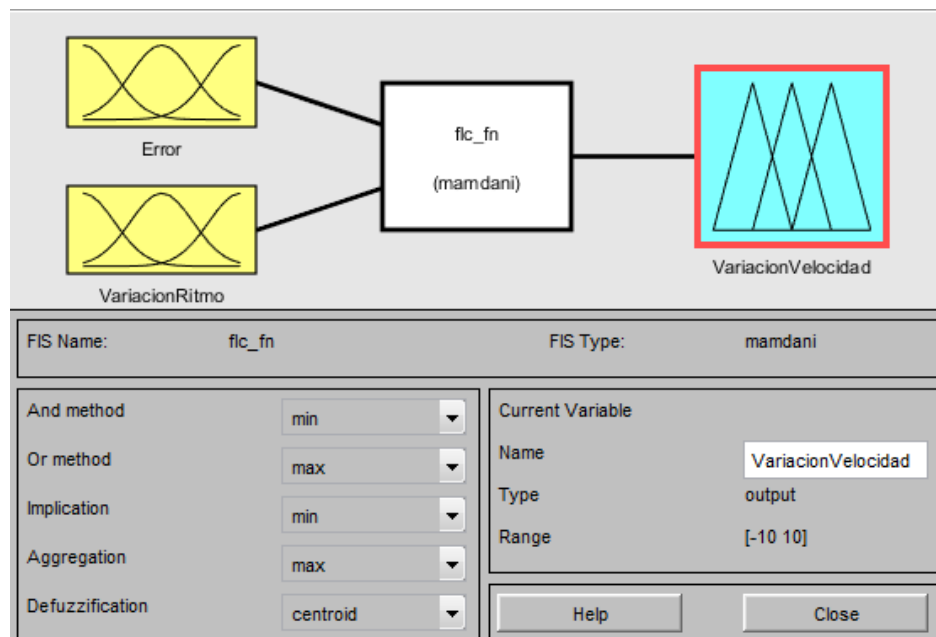
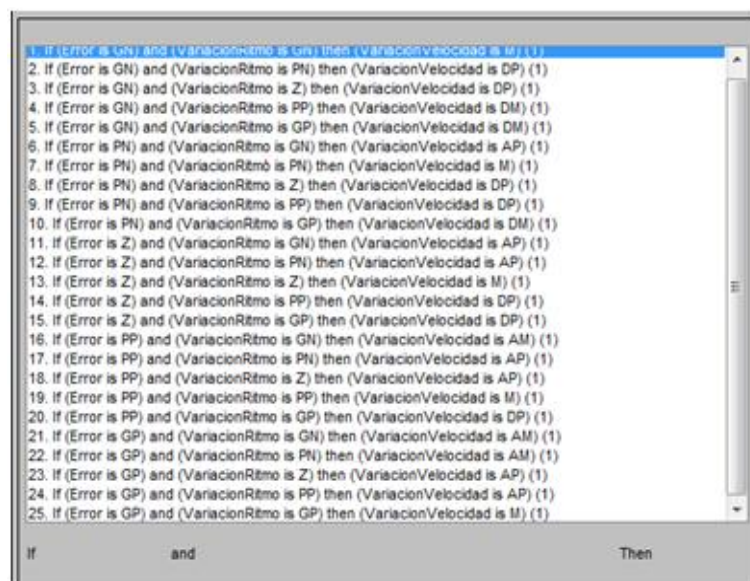


Figura 23. Pantalla de configuración del controlador

Aquí se ingresaron las dos entradas y la salida, así como la lógica de las operaciones, a continuación en la Figura 24 se muestra el entorno para añadir las 25 reglas encontradas previamente en la matriz de reglas.



CONTINÚA

Figura 24. Pantalla de configuración de reglas

Una vez finalizado el ingreso de todos los datos podemos observar la superficie de control, Figura 25, creada automáticamente.

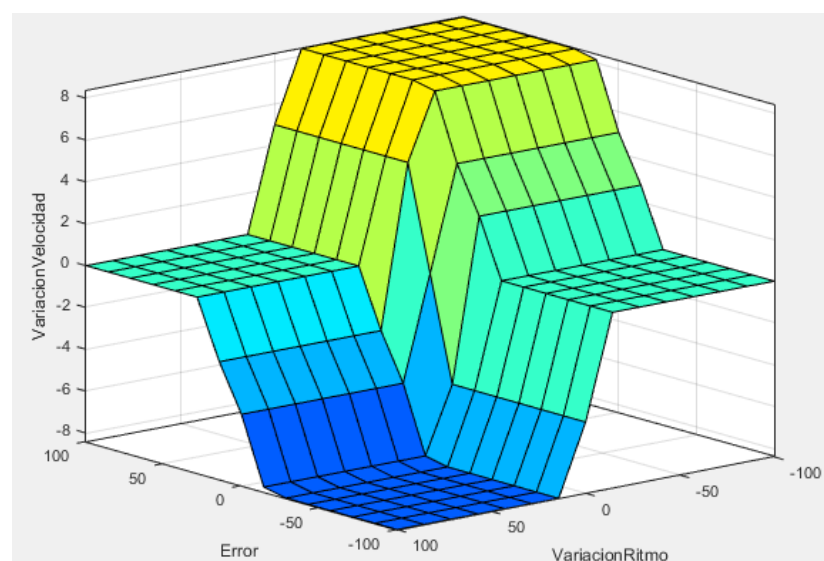


Figura 25. Superficie de control

También poseemos la capacidad de probar el controlador fuera de línea, offline, para su verificación como se muestra en la Figura 26.

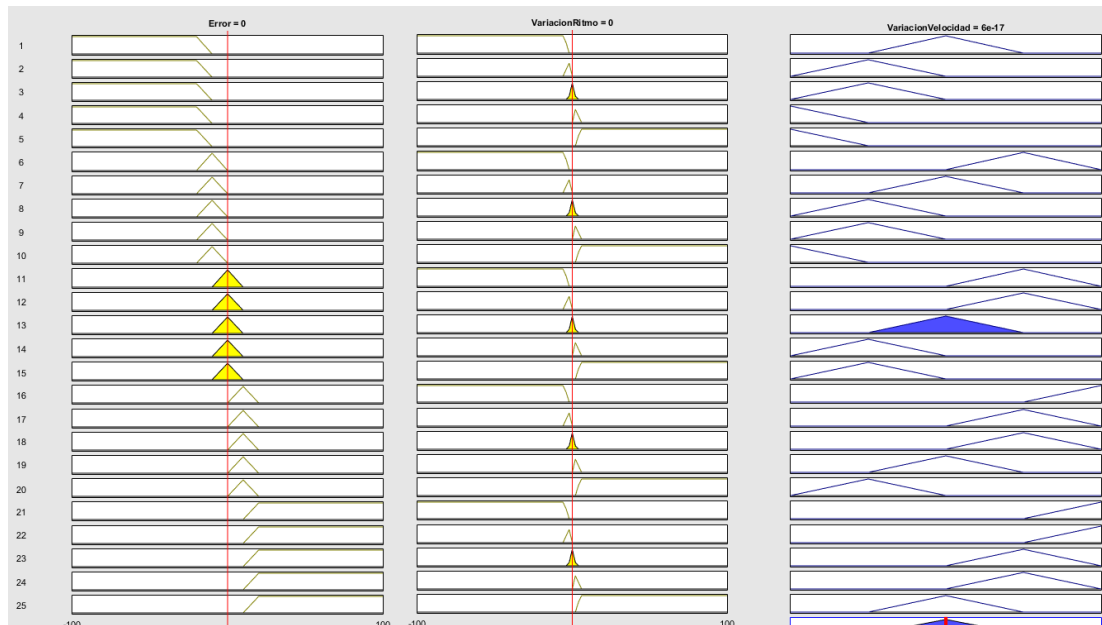


Figura 26. Verificación offline del controlador

Una vez finalizado este proceso se exporta la configuración realizada como un archivo .fis el cual contiene toda la información necesaria para su funcionamiento, y que a continuación se utiliza en el bloque fuzzy de Simulink, donde se implementa el controlador en su totalidad, visto en la Figura 27.

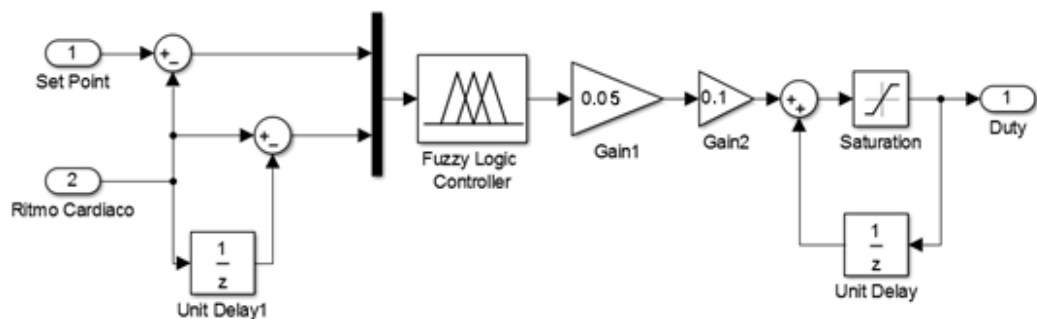


Figura 27. Esquema del controlador difuso

La ganancia 1 se coloca para compensar la frecuencia a la que correrá el programa, al ser esta frecuencia 20hz, significa que se realizan 20 iteraciones en 1 segundo, al multiplicar por 0.05 se reduce a 1 iteración por segundo.

El ritmo cardiaco es una variable que no cambia repentinamente y tiene un retardo ante la variación de la velocidad, por lo tanto, se escogió una ganancia adicional, ganancia 2, de 0.1 ya que reduce la velocidad de respuesta aún más. La lógica para esta multiplicación es que el máximo cambio de velocidad del controlador es del 10% de la velocidad máxima, esto significa que sin esta ganancia se llegaría a la velocidad máxima en tan sólo 10 segundos, al introducir esta ganancia la velocidad máxima se alcanzaría en 100 segundos, tiempo suficiente para conocer la respuesta del ritmo cardiaco.

CAPÍTULO V

5. ANÁLISIS Y PROGRAMACIÓN DEL ENTRENAMIENTO

5.1 Programa de entrenamiento de alta intensidad por intervalos HIIT

Debido a que un entrenamiento HIIT es muy general, para este proyecto se utilizará el mismo protocolo visto en el artículo científico llamado "*High Intensity Interval Training to Maximize Cardiac Benefits of Exercise Training?*" (Wisløff, Ellingsen, & Kemi, 2009) en el cual se concluye que la de alta intensidad es un factor de éxito importante cuando se diseñan programas de ejercicio físico efectivos.

El programa consiste en las siguientes etapas:

Calentamiento: 5-10 minutos.

HIIT: Turnos de 4 minutos a un 90%-95% del ritmo cardiaco máximo, con descansos activos de 2-3 minutos a un 60%-70% del ritmo cardiaco máximo.

Enfriamiento: 3-5 minutos.

5.2 Programación en software Matlab de la sesión de entrenamiento

En el caso del sistema de control utilizado, la referencia o set point será el ritmo cardiaco al cual queremos llegar, por lo tanto, se ha construido una señal que describe el protocolo de entrenamiento necesario, en función del ritmo cardiaco máximo, esta señal permanecerá constante para todos los sujetos de prueba y la única variable será el ritmo cardiaco máximo que dependerá de la edad del sujeto.

A continuación en la Figura 28 se muestra el protocolo de entrenamiento de alta intensidad por intervalos HIIT en forma de una señal que cambia en el tiempo, con una duración total de 20 minutos.

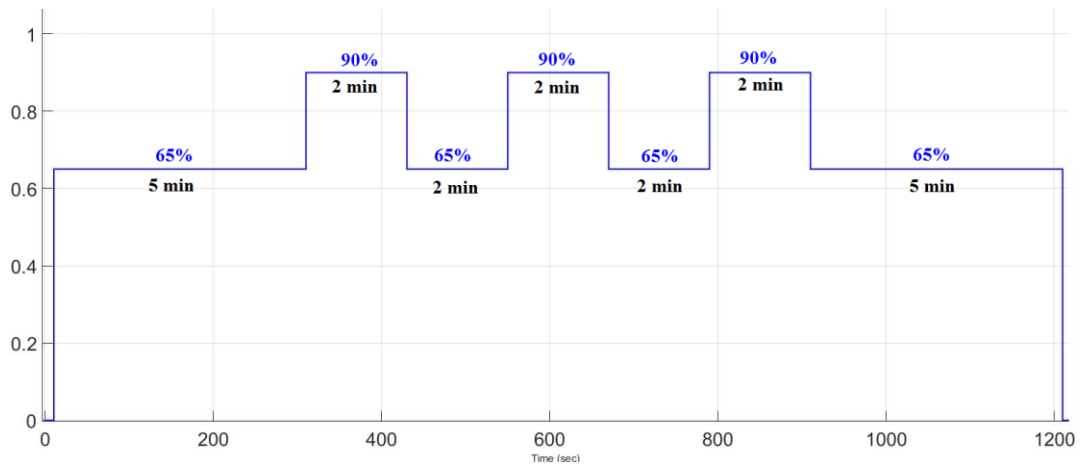


Figura 28. Protocolo HIIT como señal que varía en el tiempo

Para tener entonces la señal de referencia o set point, Figura 29, se multiplicará la señal HIIT con el ritmo cardiaco máximo de cada persona. La señal de referencia tendrá entonces las mismas unidades que la realimentación, latidos por minuto o bpm.

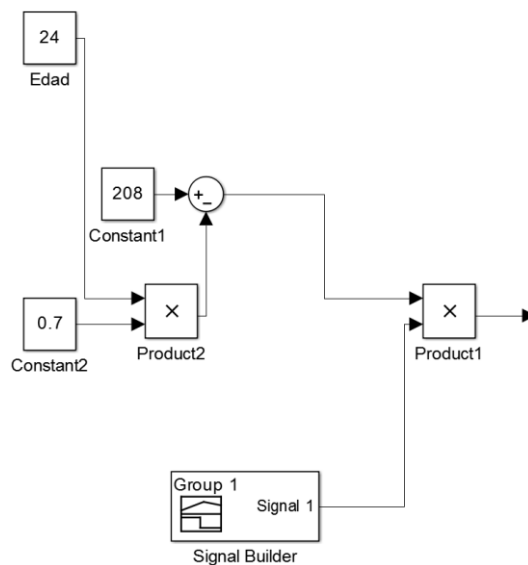


Figura 29. Señal de referencia en latidos por minuto

CAPÍTULO VI

6. INTERFAZ GRÁFICA DE USUARIO

6.1 Elaboración de la interfaz gráfica en Matlab

La única variable que el sistema necesita saber es la edad del sujeto de prueba, para así poder determinar el ritmo cardiaco máximo o HRmax, para esto se elaboró una ventana principal simple, mostrada en la Figura 30. Para la creación de las ventanas se utilizó el entorno GUIDE incluido en el software de Matlab.



Figura 30. Ventana Principal

Se incluye un botón de ayuda que nos despliega una nueva ventana con las instrucciones de uso y también nos detalla el protocolo de entrenamiento utilizado, a continuación en la Figura 31 se muestra dicha pantalla.

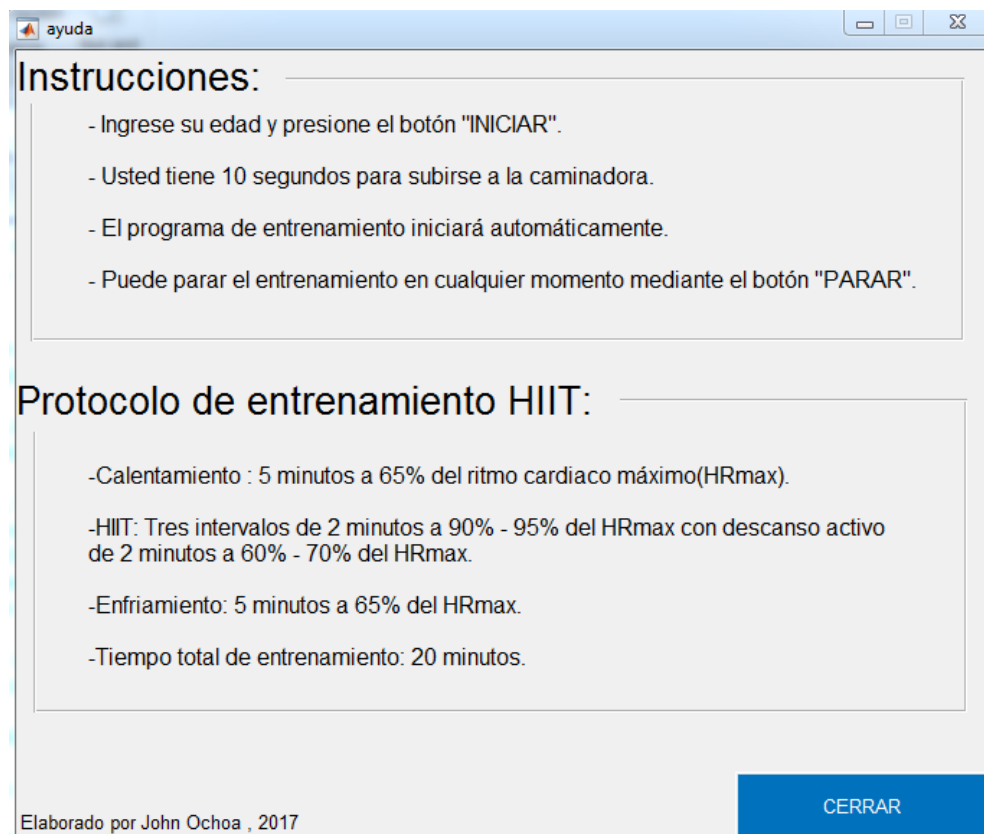


Figura 31. Ventana de ayuda

Una vez ingresada la edad y al haber presionado el botón de iniciar se despliega una nueva ventana con información acerca del ritmo cardiaco máximo de la persona, su ritmo cardiaco actual en latidos por minuto, bpm, y en porcentaje del máximo, se puede parar el sistema en cualquier momento presionando el botón de paro. También se despliegan dos ventanas con las gráficas en tiempo real, Figura 32, la primera muestra el ritmo cardiaco actual y la referencia, y la segunda muestra el ciclo de trabajo del motor de la caminadora.

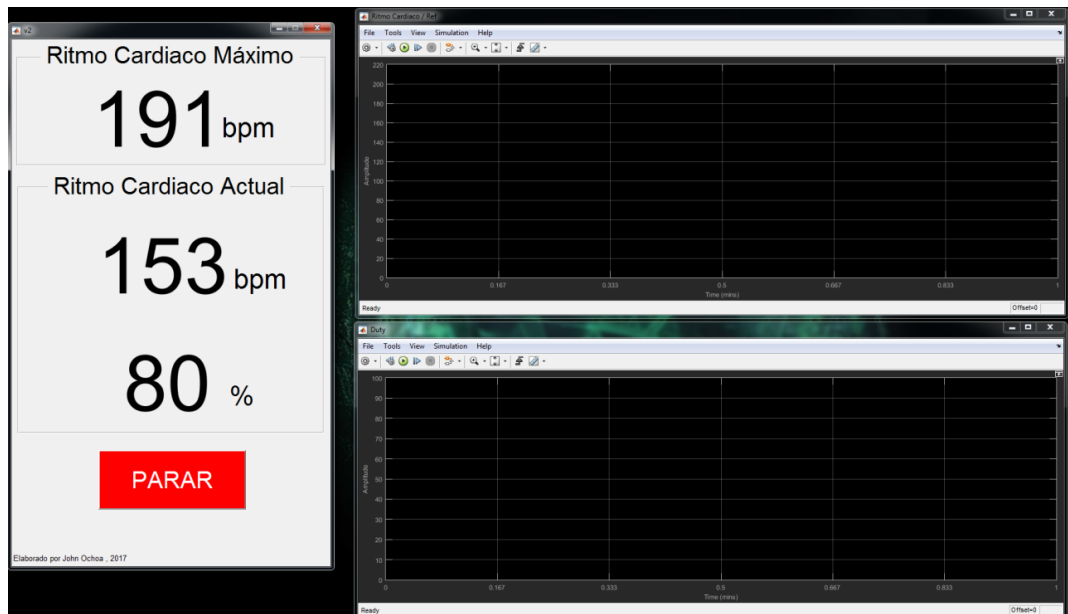


Figura 32. Pantalla completa del sistema en funcionamiento

CAPÍTULO VII

7. PRUEBAS Y RESULTADOS

7.1 Pruebas

Para poder evaluar el desempeño del sistema de control la Licenciada Clara Gualotuña, encargada de la fisioterapia en la Unidad de Servicios Universitarios, determinó realizar 10 pruebas con personas de diferentes edades, esto basado en su conocimiento y experiencia en el área del entrenamiento físico, para las cuales ella sería la supervisora. Las pruebas fueron realizadas en el área de fisioterapia del campus Sangolquí de la Universidad de las Fuerzas Armadas ESPE, previa autorización del Doctor Pablo Álvarez. En la Figura 33 se puede observar el sistema implementado, ya en el área de terapia física listo para ser usado.



Figura 33. Sistema implementado

Un requisito para todos los participantes era que den el consentimiento informado, donde se indicaba el lugar de la prueba, procedimiento, posibles riesgos y costos, dicho documento se redactó conjuntamente con la Lcda. Clara Gualotuña.

Se sometió a 10 personas al mismo programa de entrenamiento mostrado con anterioridad donde la única variable era la edad de cada persona, la cual se ingresaba por teclado. En la Figura 34 se puede observar al primer voluntario utilizando el sistema y en la Figura 35 la pantalla con la interfaz de usuario.



Figura 34. Primer voluntario

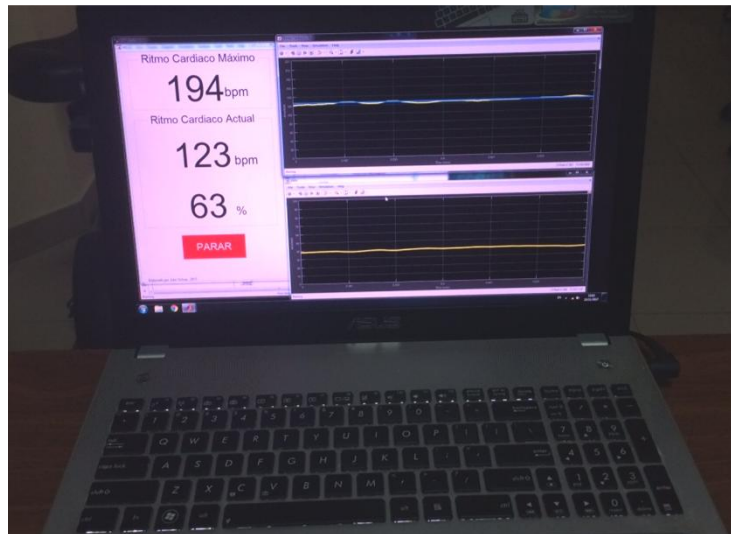


Figura 35. Captura de la interfaz en funcionamiento

7.2 Análisis de resultados

Se ha creado una ficha informativa de los 10 voluntarios con sus respectivas respuestas de ritmo cardíaco y velocidad de la caminadora, las cuales se pueden encontrar en Anexo F. Para el análisis se han graficado las diez respuestas de ritmo cardíaco en porcentaje, en la misma gráfica como se puede observar en la Figura 36.

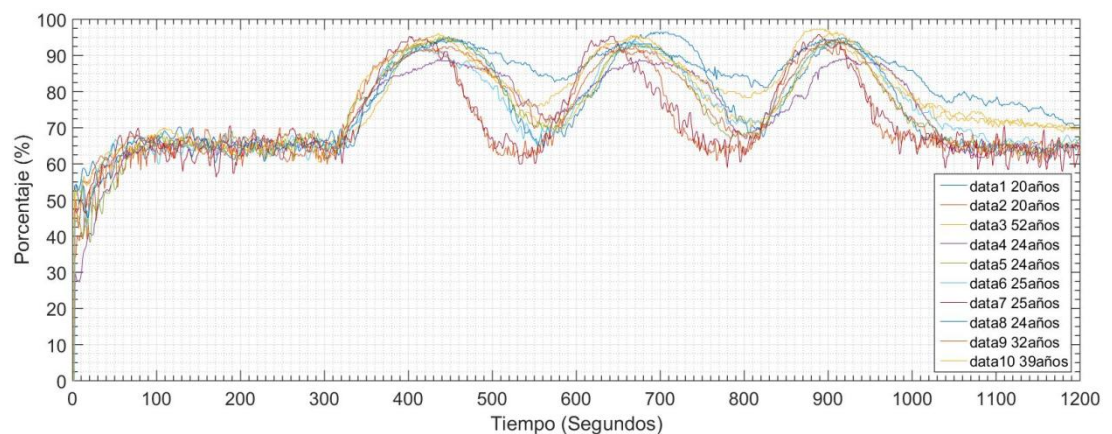


Figura 36. Ritmo cardíaco de los 10 voluntarios

A cada persona le corresponde una respuesta diferente del controlador, que varía la velocidad del motor en función del ciclo de trabajo, dicha respuesta se puede observar en la Figura 37.

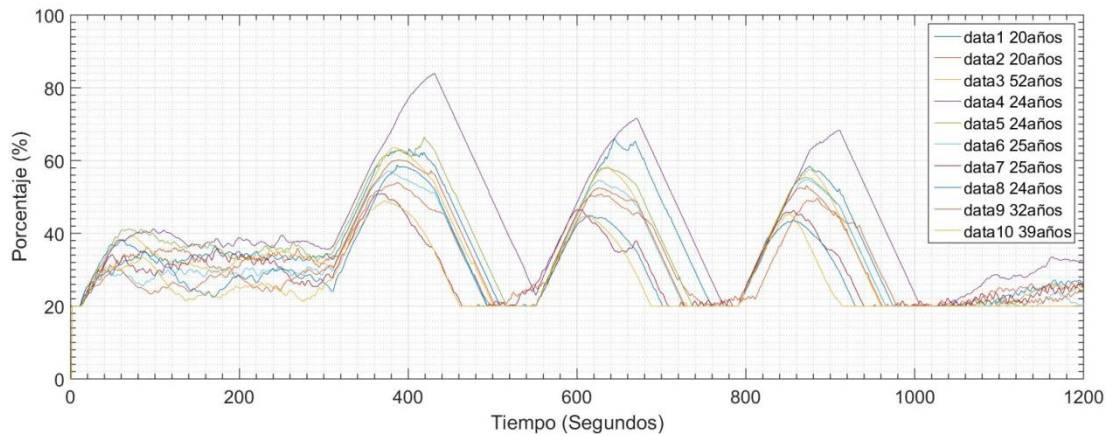


Figura 37. Respuesta del controlador inteligente

Para poder valorar el desempeño del controlador se ha realizado el promedio de todas las diez respuestas de ritmo cardiaco y se ha graficado junto con el set point, obteniéndose así la Figura 38.

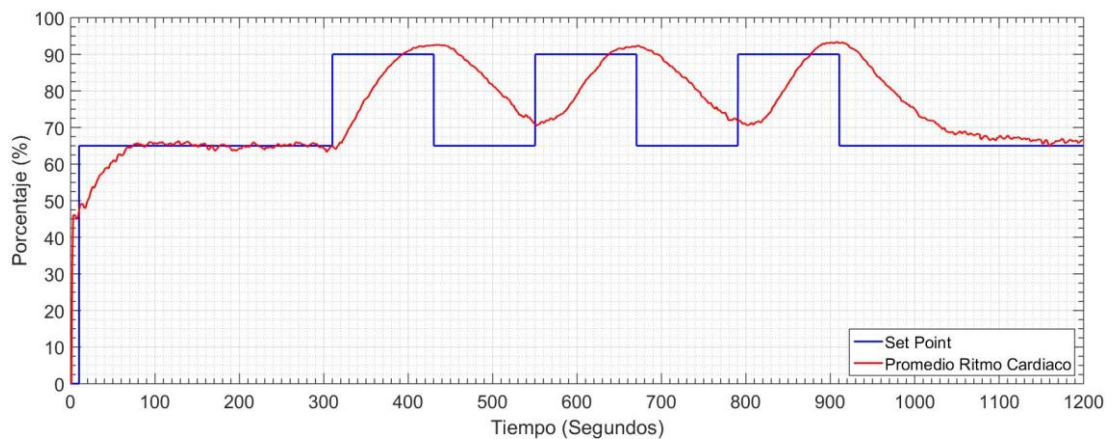


Figura 38. Promedio ritmo cardiaco y set point

Como se puede observar en el calentamiento el set point es de 65%, al cual se llega en 64 segundos, posterior a esto no existe un sobreimpulso considerable con un valor 0.75%, durante el resto del calentamiento el ritmo cardiaco varía en un rango

muy pequeño de 3.13% con un valor máximo de 66.39% y un valor mínimo de 63.26%.

Siguiendo con el entrenamiento empieza la etapa de los intervalos, donde el set point cambia a 90%, en el primer intervalo el ritmo cardiaco tarda en llegar a este punto 84 segundos, aquí se observa un sobreimpulso de 2.58%, seguido del descanso activo donde el set point se coloca en 65%, aquí solo alcanzó a llegar al 70.49%.

En el segundo intervalo se tardó 88 segundos en llegar al 90% y se tuvo un sobreimpulso de 2.26%, en el descanso activo se llegó a 71.81%. En el tercer y último intervalo se tardó 87 segundos en llegar al 90% y el sobreimpulso fue de 3.38%.

Finalmente se tiene la etapa de enfriamiento donde el set point es de 65%, aquí demoró 122 segundos en bajar al 70%, el ritmo cardiaco continúa bajando de forma lenta durante el resto del enfriamiento con un error variable de entre 0 a 3%.

En la Figura 39 se puede observar en la misma gráfica el promedio de todas las respuestas del controlador (velocidad del motor) y el promedio de las respuestas de ritmo cardiaco, donde se puede verificar la relación directamente proporcional que existe entre ambos.

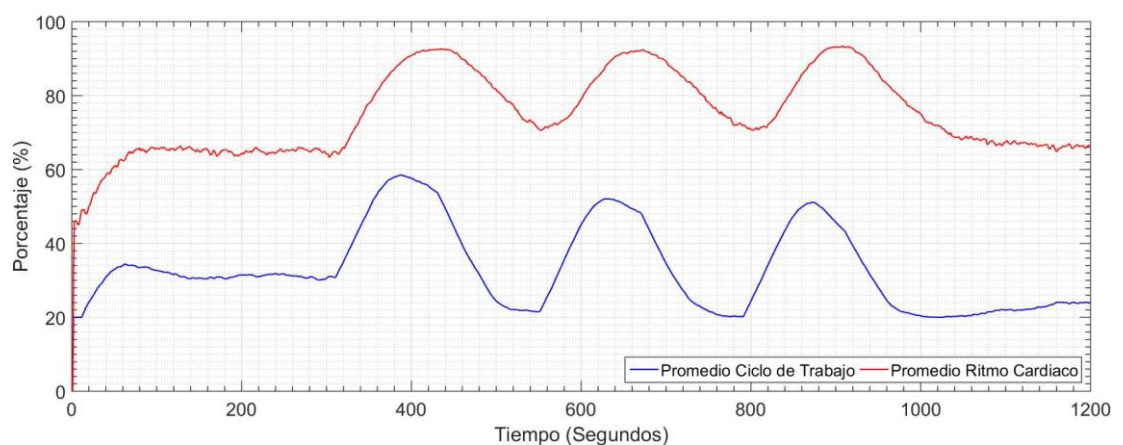


Figura 39. Promedio ritmo cardiaco y promedio ciclo de trabajo

7.3 Trabajos futuros

En este trabajo se utilizó un controlador difuso balanceado donde las pendientes máximas de subida y bajada de la velocidad eran la misma, un trabajo futuro podría ser la optimización del controlador de ritmo cardiaco utilizando un controlador difuso desbalanceado donde la pendiente de bajada de velocidad sea mucho más pronunciada, esto ya que se observó muchas veces que los voluntarios casi llegan la completa fatiga aeróbica y/o muscular.

Realizar estudios a largo plazo con el uso del sistema implementado además de otras herramientas para poder comprobar los beneficios reales en la salud humana, como son mejora del sistema cardiovascular, mejora del VO₂max, control de peso corporal, etc.

Al finalizar el trabajo de investigación se recopiló distintos datos de respuesta del ritmo cardiaco en función de la velocidad de la caminadora los cuales, un trabajo futuro sería el análisis de dichos datos visto desde una perspectiva médico-deportiva.

Así mismo, se puede proponer una ampliación del sistema de control implementado, ya que se puede variar la consigna o set point, para conseguir distintos tipos de entrenamiento según las necesidades específicas del usuario, con esto se podría desarrollar una aplicación celular para poder crear los programas de entrenamiento de manera intuitiva y simple.

CAPÍTULO VIII

8. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

8.1 Conclusiones

Se realizó la recepción del pulso cardiaco y la estimación del ritmo cardiaco en la tarjeta Arduino Due, la cual a su vez envía dicho ritmo cardiaco a la tarjeta STM32F4 en una codificación binaria de 8 bits de forma paralela.

Para evitar el uso del conversor digital análogo del Arduino Due, que por su naturaleza tenía una variabilidad de alrededor de un latido por minuto, se hizo uso de la comunicación digital paralela, la cual mejoró considerablemente la calidad de la señal receptada, además de ayudar en la inmunidad contra el ruido electromagnético.

La adquisición del ritmo cardiaco se realizó en la tarjeta STM32F4 la cual realiza el proceso de decodificación del código binario, recuperándose así la señal original en latidos por minuto.

El control del motor de la caminadora se lo realizó introduciendo una señal externa al controlador que ya poseía esta, dicha señal tuvo que ser aislada galvánicamente, mediante modulación por ancho de pulso PWM y un optoacoplador, para evitar el ingreso de perturbaciones de origen electromagnético.

El controlador difuso fue diseñado en base a la experiencia del autor y de las distintas pruebas en lazo abierto para poder conocer de mejor manera el comportamiento del ritmo cardiaco ante estímulos físicos externos.

Para darle inteligencia al controlador difuso se utilizó dos entradas, la primera el error, y la segunda la razón cambio del ritmo cardiaco, ya que se consideró que cada persona tendrá una respuesta de ritmo cardiaco diferente.

Se utilizó la metodología "hombre en el lazo" o "man on the loop" para el desarrollo de las reglas control de tipo si-entonces basado en el libro "Fuzzy Control" cuyos autores son Kevin Passino y Stephen Yurkovich (Passino & Yurkovich, 1998).

Se diseñó un programa de entrenamiento de alta intensidad por intervalos HIIT personalizado a la edad del voluntario siguiendo los lineamientos del artículo científico "High Intensity Interval Training to Maximize Cardiac Benefits of Exercise Training?" el cual concluye que la alta intensidad es un factor de éxito importante cuando se diseñan programas de ejercicio físico efectivos (Wisløff, Ellingsen, & Kemi, 2009).

La elaboración de la interfaz gráfica de usuario fue realizada con la ayuda de la herramienta GUIDE de Matlab, la cual consiste en la ventana principal, una ventana de ayuda, y la ventana que muestra toda la información relevante en tiempo real donde también es posible parar el entrenamiento por completo en caso de ser necesario.

Se realizaron pruebas de funcionamiento a diez personas de distintas edades y estados físicos para poder valorar el desempeño del sistema implementado bajo las mismas condiciones, donde se hallaron resultados muy prometedores, se concluye que los lineamientos del entrenamiento eficiente se cumplieron con poco error y poco sobreimpulso.

8.2 Recomendaciones

Realizar mantenimiento periódico de la caminadora, en especial de la banda ya que en cierto punto esta genera demasiada fricción aumentando la carga del motor hasta el punto que se activan las protecciones de corriente y esta se apaga por completo.

Trabajar en un ambiente donde los voltajes de alimentación de la caminadora se mantengan en 120 Vac con poca variación, ya que con valores bajo 110 Vac se

observó que la caminadora sufría de baja potencia y su velocidad se mantenía sumamente baja aún cuando se enviaban altos valores de ciclo de trabajo al motor.

Considerar el ruido electromagnético en las etapas iniciales de diseño del hardware para evitar en el futuro el completo rediseño del mismo.

Se recomienda el uso de la metodología "hombre en el lazo" o "man on the loop" para el desarrollo intuitivo de las reglas de control en toda aplicación que utilice lógica difusa.

Tomar en cuenta la velocidad o frecuencia a la cual va a correr el programa para poder compensar dicha velocidad añadiendo una ganancia a la salida del controlador o directamente modificando el rango en la etapa de "defusificación" de la salida.

Realizar una interfaz gráfica de usuario lo más simple posible para que cualquier persona, independientemente de sus conocimientos de control de procesos, la puedan utilizar y entender.

Debido a las características físicas de la banda, que debe ser colocada justo debajo de los músculos pectorales, y que capta el ritmo cardiaco, ocasionalmente se perdían pulsos, en hombres se recomienda el uso de gel conductor con el cual muchas veces no existió una sola pérdida de pulso. En mujeres el gel no ayudó de forma significativa y la pérdida de pulsos era tan grande que se decidió parar la prueba. Para evitar problemas con la banda se recomienda utilizar otros tipos de detección del latido cardiaco, como lo son las pulseras en las muñecas.

9. BIBLIOGRAFÍA

- Agarwal, S. K. (2012). Cardiovascular benefits of exercise. *International Journal of General Medicine*, págs. 541-545.
- Bize, R. a. (2007). Physical activity level and health-related quality of life in the general adult population: a systematic review. *Preventive medicine*, págs. 401-415.
- Cooper, R. A., Horvath, S. M., Bedi, J. F., Drechsler-Parks, D. M., & Williams, R. E. (08 de 1992). Maximal exercise response of paraplegic wheelchair road racers. *Paraplegia*, págs. 573-581.
- Erickson, K. a. (2009). Aerobic exercise effects on cognitive and neural plasticity in older adults. *British journal of sports medicine*, págs. 22-24.
- Friedenreich, C. M. (2008). Physical activity and breast cancer risk: impact of timing, type and dose of activity and population subgroup effects. *British journal of sports medicine*, págs. 636-647.
- Guzmán, D. a. (2009). La lógica difusa en Ingeniería: principios, aplicaciones y futuro. *Revista de Ciencia y Tecnología Vol. 24 Num. 2*.
- Hantiu, A. P. (2014). Nonlinear fuzzy control of human heart rate during aerobic endurance training with respect to significant model variations. *2014 18th International Conference on System Theory, Control and Computing (ICSTCC)*, págs. 311-316.
- Helgerud, J. a. (2007). Aerobic High-Intensity Intervals Improve $VO_{2\max}$ More Than Moderate Training. *Medicine and science in sports and exercise*, págs. 665-671.
- Jacobs, R. (1997). Control model of human stance using fuzzy logic. *Biological Cybernetics*, págs. 63-70.
- Julio, D. (2017). *danjuliodesigns.com*. Obtenido de <http://www.danjuliodesigns.com/products/sparkfun/sparkfun.html>
- Keller, C. a. (2008). Interventions for weight management in postpartum women. *Journal of Obstetric, Gynecologic, & Neonatal Nursing*, págs. 71-79.
- Kessler, H. S. (2012). The potential for high-intensity interval training to reduce cardiometabolic disease risk. *Sports medicine*, págs. 489-509.
- Laursen, P. B. (2002). The scientific basis for high-intensity interval training. *Sports Medicine*, 53-73.

- Liu-Ambrose, T. a. (2009). Exercise and cognition in older adults: is there a role for resistance training programmes? *British journal of sports medicine*, págs. 25-27.
- Manini, T. M. (2009). Physical activity and maintaining physical function in older adults. *British Journal of Sports Medicine*, págs. 28-31.
- Mian, O. S. (2007). The impact of physical training on locomotor function in older people. *Sports medicine*, págs. 683-701.
- Novatchkov, H. a. (Mayo de 2013). Fuzzy logic in sports: a review and an illustrative case study in the field of strength training. *International Journal of Computer Applications*.
- Ohkawara, K. a.-T. (2007). A dose-response relation between aerobic exercise and visceral fat reduction: systematic review of clinical trials. *International journal of obesity*, págs. 1786-1797.
- Orozco, L. J.-P. (2008). Exercise or exercise and diet for preventing type 2 diabetes mellitus. *The Cochrane Library*.
- Passino, K. M., & Yurkovich, S. (1998). Fuzzy Control. En K. M. Passino, & S. Yurkovich, *Fuzzy Control* (pág. 31). California: Addison-Wesley.
- Polar. (20 de Mayo de 2011). *parallax.com*. Obtenido de <https://www.parallax.com/sites/default/files/downloads/28048-Polar-Wireless-Heart-Rate-Receiver.pdf>
- Polar. (2017). *Polar.com*. Obtenido de www.polar.com
- Robertson, R. A.-S. (1998). Model reference adaptive control of heart rate during wheelchair ergometry. *IEEE Transactions on Control Systems Technology*, págs. 507-514.
- Rognmo, O. a. (2004). High intensity aerobic interval exercise is superior to moderate intensity exercise for increasing aerobic capacity in patients with coronary artery disease. *European Journal of Cardiovascular Prevention & Rehabilitation*, págs. 216-222.
- Roumen, C., Blaak, E. E., & Corpeleijn, E. (2009). Lifestyle intervention for prevention of diabetes: determinants. *Nutrition Reviews*, págs. 132-146.
- Salas, R. (2008). Lógica Difusa. *Revista de Información, Tecnología y Sociedad*.
- Savkin, S. W. (2005). Heart Rate Control During Treadmill Exercise. *2005 IEEE Engineering in Medicine and Biology 27th Annual Conference*, págs. 2471-2474.

- Seo, D.-C. a. (2008). A meta-analysis of psycho-behavioral obesity interventions among US multiethnic and minority adults. *Preventive medicine*, págs. 573-582.
- Shaw, K. A. (2006). Exercise for overweight or obesity. *The Cochrane Library*.
- Sherrington, C. a. (2008). Effective exercise for the prevention of falls: a systematic review and meta-analysis. *Journal of the American Geriatrics Society*, págs. 2234-2243.
- Smith, T. P. (2003). Optimising high-intensity treadmill training using the running speed at maximal O₂ uptake and the time for which this can be maintained. *European journal of applied physiology*, págs. 337-343.
- Su, S. W. (2010). Dynamic modelling of heart rate response under different exercise intensity. *The open medical informatics journal*, págs. 81-85.
- Tanaka, H. a. (2001). Age-predicted maximal heart rate revisited. *Journal of the American College of Cardiology*, 153-156.
- Tardon, A. a.-R. (2005). Leisure-time physical activity and lung cancer: a meta-analysis. *Cancer Causes & Control*, págs. 389-397.
- Teychenne, M. a. (2008). Physical activity and likelihood of depression in adults: a review. *Preventive medicine*, págs. 397-411.
- Verreth, R. B. (2012). A generic methodology for developing fuzzy decision models. *Expert Systems with Applications*, págs. 1200-1210.
- Vidal Silva, C., & Pavesi Farriol, L. (2005). DESARROLLO DE UN SISTEMA DE ADQUISICIÓN Y TRATAMIENTO DE SEÑALES ELECTROCARDIOGRÁFICAS. *Revista Facultad de Ingeniería - Universidad de Tarapacá* , 39-46.
- Wang, T. M. (2008). Nonlinear Modeling and Control of Human Heart Rate Response During Exercise With Various Work Load Intensities. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, págs. 2499-2508.
- Wisløff, U., Ellingsen, Ø., & Kemi, O. J. (2009). High-Intensity Interval Training to Maximize Cardiac Benefits of Exercise Training? *Exercise & Sport Sciences Reviews*, págs. 139-146.