

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA QUE PERMITA LA MEDICIÓN  
DE LA CAPACIDAD AERÓBICA RELACIONADA  
CON LA PRUEBA QUEEN COLLEGE

Wilmer Yesid Jaimes Vargas

Robinson Andrés Hernández Agámez

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERÍAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA  
2012

DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA QUE PERMITA LA MEDICIÓN  
DE LA CAPACIDAD AEROBICA RELACIONADA  
CON LA PRUEBA QUEEN COLLEGE

Wilmer Yesid Jaimes Vargas

Robinson Andrés Hernández Agámez



Trabajo de grado como requisito para optar al título de Ingeniero Electrónico

Director:

MSc. Jorge Hernando Ramón Suarez

UNIVERSIDAD INDUSTRIAL DE SANTANDER  
FACULTAD DE INGENIERÍAS FÍSICO-MECÁNICAS  
ESCUELA DE INGENIERIAS ELÉCTRICA, ELECTRÓNICA Y  
TELECOMUNICACIONES  
BUCARAMANGA  
2012

*A mis padres por el incondicional apoyo en todo este tiempo de formación.*

*A mi hermana por su aliento y compañía.*

*Wilmer Jaimes*

*A mis padres y hermana, que durante todos estos años han sido mi soporte, mi guía y han vivido con migo mis aciertos y mis fracasos.*

*Robinson Andrés Hernández Agámez*

## **AGRADECIMIENTOS**

A los compañeros del grupo ERA: Raúl, Christian, Juan, Iván por su constante apoyo durante el proyecto y especialmente a Javier Jiménez por su grandiosa colaboración. Al “viejo Robinson”, por su contribución en la corrección de este libro.

## TABLA DE CONTENIDO

	Pág.
INTRODUCCIÓN	18
1. DESCRIPCIÓN GENERAL	19
1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	19
1.2 OBJETIVOS	19
1.2.1 General	19
1.2.2 Específicos	19
2. MARCO TEORICO	20
2.1 CAPACIDAD AERÓBICA	20
2.1.1 Unidad de medida de la capacidad aeróbica	22
2.1.2 Medición de la capacidad aeróbica	22
2.1.3 Valores normales del vo2 máx.	24
2.1.4 Prueba <i>Queen College</i>	26
2.2 ANTECEDENTES	26
2.3 DESCRIPCIÓN GENERAL DE LA SOLUCIÓN	28
3. METODOLOGIA DEL DISEÑO MECATRÓNICO	30
3.1 APLICACIÓN DE LA METODOLOGIA	32
3.2 IDENTIFICAR NECESIDADES	35
3.2.1 Protocolo de la realización de la prueba	35
3.2.2 Diseño estructural del mecanismo de elevación	37
3.2.3 Cálculo de la altura del escalón	38
3.2.4 Banda para la toma de la frecuencia cardiaca	39
3.2.5 Diseño preliminar de la interfaz de interacción con el software	39
3.3 SELECCIÓN DE COMPONENTES	42
3.3.1 Alimentación y regulación	42
3.3.2 Motor	43

3.3.3 <i>Encoder</i>	50
3.3.4 Comunicación	50
3.3.5 Microcontrolador	53
3.4 CONSTRUCCIÓN DE LOS PROTOTIPOS DE PRUEBA PARA LA VALIDACIÓN DE LA PROPUESTA	53
3.5 DISEÑO DEL SISTEMA	55
3.5.1 Implementación mediante la banda polar	56
3.5.2 Módulo de recepción de la banda polar	56
3.5.3 Descripción de la tarjeta del módulo de elevación	57
3.5.4 Interfaz	59
3.5.5 Pruebas del sistema implementando la banda polar	61
3.6 DISEÑO ÓPTIMO	65
3.6.1 Selección de componentes	65
3.6.2 Diseño del sistema	67
3.7 PROTOTIPOS FINALES PARA EVALUACIÓN	68
3.7.1 Pruebas y resultados finales	68
4. OBSERVACIONES	71
5. CONCLUSIONES	72
RECOMENDACIONES	73
BIBLIOGRAFÍA	74
ANEXOS	78

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Prueba para determinar la capacidad aeróbica	21
Figura 2. Ventajas y Desventajas de las Pruebas Directas en la medición de la capacidad aeróbica	23
Figura 3. Ventajas y Desventajas de las Pruebas Indirectas en la medición de la capacidad aeróbica.	23
Figura 4. Prototipo del Sistema Pasos	27
Figura 5. Descripción general de la solución. a) Sistema de medición cardiovascular. b) Sistema de Elevación. c) Sistema de almacenamiento y visualización. d) Sistema de procesamiento	29
Figura 6. Enfoque Tradicional de Diseño Secuencial	30
Figura 7 Enfoque en paralelo del diseño mecatrónico	31
Figura 8. Propuesta de ciclo de desarrollo para productos Mecatrónicos	32
Figura 9. Prueba <i>Queen College</i>	36
Figura 10. Mecanismo de elevación	37
Figura 11. Mecanismo de elevación de la prueba <i>Queen College</i>	38
Figura 12. Banda Polar T31	39
Figura 13. Interfaz propuesta para el sistema Pasos	41
Figura 14. Motoreductor	44
Figura 15. Señal de entrada de tensión del sistema	47
Figura 16. Señal de salida en subida del puente H	47
Figura 17. Señal de salida en bajada del puente H.	48
Figura 18 <i>Encoder</i>	50
Figura 19 a) Módulo de recepción Banda Polar. b) Circuito receptor de la frecuencia cardíaca	51
Figura 20. Transmisor y receptor Laipac	52
Figura 21. Receptor de señal Bluetooth para el computador	53
Figura 22. Pruebas del Modelo Preliminar del Escalón graduable	54
Figura 23. Sistema de Elevación.	54
Figura 24. a) Transmisor y receptor de la Banda polar. b) Receptor de los pulsos de la Banda	55
Figura 25. Diseño del sistema Pasos	55
Figura 26. Esquema general de la solución implementada con la Banda Polar	56
Figura 27. Diagrama de bloques Módulo de recepción Banda Polar	57
Figura 28. Módulo receptor Polar	57
Figura 29. Diagrama de Bloques del módulo de elevación	58

Figura 30. Conexión del motor con el escalón	58
Figura 31. Topes máximo y mínimo del escalón	59
Figura 32. Fuente DC utilizada en el módulo del escalón	59
Figura 33. Entorno de desarrollo Java, NetBeans 7.0	60
Figura 34. Interfaz de usuario	61
Figura 35. Prueba del Hardware del escalón	62
Figura 36. Pruebas del funcionamiento del sistema	63
Figura 37. Realización del <i>test Queen College</i> en la escuela de Fisioterapia	64
Figura 38. Sistema Final implementando la Banda Polar	64
Figura 39. Banda KYTO	66
Figura 40. Interfaz final desarrollada en Qt	67
Figura 41. Diagrama de bloques implementando la Banda KYTO	68
Figura 42. Datos transmitidos por la banda KYTO	69
Figura 43. Comparación Banda Polar y Banda KYTO	69
Figura 44. Pruebas de funcionamiento del sistema para el <i>test Queen College</i> .	70
Figura 45. Sistema final implementando la Banda KYTO	71
Figura 46. Circuito de control del escalón	78
Figura 47. Layout tarjeta de control cara top	79
Figura 48. Layout tarjeta de control cara bottom	79
Figura 49. Circuito de potencia	80
Figura 50. Layout tarjeta de control cara top	81
Figura 51. Layout tarjeta de control cara bottom	81

## LISTA DE TABLAS

Tabla 1. Valores típicos de $VO_2$	24
Tabla 2. Valores Normales de $VO_2$	25
Tabla 3. Valores de referencia del consumo de $VO_2$ máx. después de realizar la prueba <i>Queen College</i>	25
Tabla 4. Características Fuentes DC	43
Tabla 5. Caracterización del motor	44
Tabla 6. Caracterización del motor en subida	45
Tabla 7. Caracterización del motor en bajada	45
Tabla 8. Velocidad de subida del motor	46
Tabla 9. Velocidad de bajada del motor	46
Tabla 10. Descripción de las diferentes configuraciones de controladores de sentido de giro para motores	49
Tabla 11. Dispositivos de transmisión por radiofrecuencia	51
Tabla 12. Comparativo Bandas para la toma de la frecuencia cardiaca	65

## LISTA DE ANEXOS

Anexo A. Esquemáticos y negativos de las tarjetas electrónicas

78

## RESUMEN

**TÍTULO:** DISEÑO E IMPLEMENTACIÓN DE UN SISTEMA QUE PERMITA LA MEDICIÓN DE LA CAPACIDAD AERÓBICA RELACIONADA CON LA PRUEBA QUEEN COLLEGE.<sup>1</sup>

**AUTORES:** WILMER YESID JAIMES VARGAS,  
ROBINSON ANDRÉS HERNÁNDEZ AGÁMEZ<sup>2</sup>

**PALABRAS CLAVE:** *test Queen College*, POLAR HRM, KYTO HRM, Qt, escalón graduable

### DESCRIPCIÓN:

La prueba *Queen College* es un *test* de esfuerzo, que permite evaluar la tolerancia cardiovascular de una persona, calculando el consumo máximo de oxígeno en función de la frecuencia cardíaca. Para ello, la Escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, dispone de un escalón fijo, pero este no cumple con los percentiles de talla y altura de la cadera para la población colombiana. La longitud del fémur y el ángulo que forma este con respecto a la vertical, influye en el esfuerzo físico que el participante debe realizar durante la prueba, contribuyendo esto en la medida de la frecuencia cardíaca y por supuesto en el cálculo del consumo máximo de oxígeno. Por tal motivo la Escuela de Fisioterapia ha venido desarrollando diferentes estrategias para validar la prueba en la población colombiana.

En este sentido, este trabajo presenta el proceso de desarrollo de un equipo que respeta el protocolo de ejecución de la prueba *Queen College*, este cuenta con un monitor de frecuencia cardíaca (HRM), un escalón graduable y un software que permite al fisioterapeuta controlar la ejecución de la prueba. Esto se logró gracias al trabajo interdisciplinar entre las Escuelas de Fisioterapia, Diseño Industrial e Ingeniería electrónica, que intercambiaron conocimiento y experiencia que permitieron realizar un trabajo con mejores resultados.

---

<sup>1</sup> Proyecto de Grado.

<sup>2</sup> Facultad de Ingenierías físico Mecánicas, Escuela de Diseño Industrial,  
Director: Msc. Jorge Hernando Ramón Suárez.

## ABSTRACT

**TITLE:** DESIGN AND IMPLEMENTATION OF A SYSTEM THAT ALLOWS THE MEASUREMENT OF AEROBIC CAPACITY IN CONNECTION WITH THE TEST QUEEN COLLEGE<sup>3</sup>

**AUTHORS:** WILMER YESID JAIMES VARGAS,  
ROBINSON ANDRÉS HERNÁNDEZ AGÁMEZ<sup>4</sup>

**KEYWORDS:** *Test Queen College*, Polar HRM, HRM KYTO, Qt, step adjustable

### DESCRIPTION:

The *test Queen College* is a test of effort, which allows evaluate the cardiovascular tolerance of person, calculating the maximum consumption of oxygen depending on the cardiac frequency. For it, the School of Physical therapy of the Industrial University of Santander has a step of 41 cm, but this step does not expire with the percentiles of figure and height of the hip for the Colombian population. The length of the femur and the angle that the same way this forms with regard to the vertical one they influence the physical effort that the participant must realize during the *test*, influencing this in the measure of the cardiac frequency and certainly in the calculation of the maximum consumption of oxygen. For such a motive, the School of Physical therapy is developing different strategies to validate the test in the Colombian population.

In this way, this paper presents the development process of equipment that respects the protocol test execution Queens College; this has a heart rate monitor (HRM), an adjustable step and software that allows the physiotherapist to control the test execution. This was achieved through the interdisciplinary work between the School of Physiotherapy, Industrial Design and Electronic Engineering, who exchanged knowledge and experience that allowed for a job with better results.

---

<sup>3</sup> Graduation project

<sup>4</sup> Physical - Mechanical Faculty Electrical, Electronic and Telecommunications Engineering School  
Director: Msc. Jorge Hernando Ramón Suárez.

## INTRODUCCIÓN

El consumo de oxígeno expresa, en cada momento, la necesidad metabólica del organismo, de ahí la importancia de medir este componente fisiológico. La medida del consumo máximo de oxígeno ( $\text{VO}_2$  máx.), es un criterio que establece la aptitud de una persona para ejercicio de larga duración, pues en este parámetro describe de forma global el estado del sistema de transporte de oxígeno desde que es tomado del aire hasta su utilización en el músculo, integrando el funcionamiento del aparato respiratorio, cardiovascular y metabolismo energético.

Para medir el  $\text{VO}_2$  máx. se utilizan diferentes protocolos en los cuales se somete a un ejercicio de elevada intensidad haciendo uso de material especializado como, el cicloergómetro y el tapiz rodante. Existen otras pruebas como el protocolo *step*<sup>5</sup> de *Queen College*, los cuales no requiere medir directamente el consumo, sino que debido a la relación hay entre el consumo de oxígeno y la frecuencia cardíaca, se utiliza este último parámetro para determinar el  $\text{VO}_2$  máx.

La Escuela de fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander ha venido desarrollando estrategias de adaptación de los elementos y aparatos utilizados para la realización de esta prueba, dado que el método con el que se cuenta actualmente requiere el uso de numerosos artefactos, además de la limitación de uso debido a que el escalón utilizado no es el adecuado para los percentiles de altura de la cadera para la población colombiana.

En este sentido se dispuso diseñar e implementar un prototipo mecatrónico, que permite graduar la altura del escalón sujeta a los percentiles de la población Colombiana, una banda que toma las pulsaciones cardíacas, enlazadas por una comunicación inalámbrica, vía Bluetooth a una interfaz para computador, desde donde se ejecuta la prueba. Esto se llevó a cabo con el apoyo de un grupo interdisciplinario el cual estaba conformado por la Escuela de fisioterapia de la UIS<sup>6</sup>, diseño industrial e ingeniería electrónica.

---

<sup>5</sup>Traducción inglesa de Paso.

<sup>6</sup>Universidad Industrial de Santander

# 1. DESCRIPCIÓN GENERAL

## 1.1 PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Dentro de la ciencia de la fisioterapia se utilizan diversas formas para medir el consumo máximo de oxígeno ( $VO_2$ máx.) o capacidad aeróbica [1], este parámetro es de gran importancia, al servir como un criterio para determinar si una persona puede realizar ejercicios físicos de larga duración.

Las formas por las cuales se puede medir este parámetro son mediante pruebas estandarizadas como lo son el *test* de Cooper, prueba de Harvard, *test* de Queen Collage; este último consiste en subir y bajar un escalón de determinada altura, durante tres minutos, registrando la última frecuencia cardíaca del participante y con esta determinar el consumo máximo de oxígeno[2].

Para la escuela de fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander se hace necesario desarrollar nuevas estrategias para la ejecución de la prueba, ya que actualmente esta prueba requiere para su realización numerosos artefactos, y no se adecua a los percentiles de talla y altura de la cadera para la población Colombiana.

Haciendo uso de tecnologías para la integración en un solo producto de la prueba *Queen College*, se brinda una solución automatizada del proceso, donde se cuenta con un escalón graduable, un monitor de ritmo cardíaco que toma las pulsaciones cardíacas enlazadas por una comunicación inalámbrica vía Bluetooth a una interfaz para computador desde donde se controla todo el sistema.

## 1.2 OBJETIVOS

### 1.2.1 General

- Diseñar y construir un modelo electrónico funcional que permita realizar la prueba *Queen College*.

### 1.2.2 Específicos

- Implementar un circuito electrónico que permita medir la frecuencia cardíaca de una persona.
- Diseñar y construir una tarjeta electrónica que permita controlar la altura de un escalón utilizado para realizar la prueba *Queen College*.
- Realizar una interfaz gráfica que permita ingresar y procesar los datos para la realización de la prueba *Queen College*.

## 2. MARCO TEORICO

La energía es la esencia de la vida. El cuerpo humano necesita energía para vivir y la obtiene de los alimentos que ingerimos en cada comida, este proceso se lleva a cabo principalmente debido a la presencia de oxígeno, gracias al metabolismo aeróbico; no hay que olvidar que el organismo está en condiciones de producir energía por otras vías metabólicas las cuales no precisan de oxígeno, pero este es apenas un mecanismo de reserva que es dispuesto para utilizarlo en situaciones de apremio físico y por ello hay que reconocer que su duración es limitada, luego es importante destacar para la sobrevivencia del individuo, la capacidad de producir energía de forma permanente y prolongada, a partir de los diferentes nutrientes y el adecuado suministro de oxígeno, es por esto que entre mayor sea la capacidad del individuo de consumir oxígeno, mayor serán las posibilidades de producir energía, inclusive durante la exigencia física de larga duración. Esta posibilidad de los seres vivos para aprovechar metabólicamente el oxígeno se conoce como capacidad aeróbica. [1]

### 2.1 CAPACIDAD AERÓBICA

Es tal vez, uno de los componentes fisiológicos más importante en la actividad física, ya que implica prácticamente todos los sistemas orgánicos, como son: sistema pulmonar, cardiovascular, circulatorio, endocrino, neuromuscular, renal, etc. Prácticamente todos los sistemas participan en el proceso vital del metabolismo aeróbico. Por tal motivo se puede afirmar que la capacidad aeróbica arroja información sobre el funcionamiento integral del organismo, de su potencial energético y especialmente de la eficiencia de los sistemas cardiocirculatorio y respiratorio. Por todo esto no es extraño que sea al mismo tiempo la variable fisiológica más estudiada por los científicos. [1]

El potencial aeróbico adquirido por la habilidad de producir un trabajo mediante la utilización de oxígeno como combustible, representa la máxima capacidad del organismo para metabolizar el oxígeno de la sangre por minuto, es decir cuanto mayor sea el máximo consumo de oxígeno ( $VO_2$  máx.) mayor será la resistencia cardiovascular del individuo. Por tanto la medición de este potencial se basa en la cuantificación del consumo máximo de oxígeno ( $VO_2$  máx.).

Figura 1. Prueba para determinar la capacidad aeróbica



Fuente: [www.RunnersWeb.com](http://www.RunnersWeb.com)

EL  $VO_2$  máx. que un sujeto puede llegar a utilizar dependerá de todos aquellos factores que intervienen en el recorrido que han de seguir las moléculas de oxígeno procedentes del aire, pero a su vez depende de otros factores propios del individuo, tales como:

- **Constitución genética:** La principal razón por la cual un individuo tiene un mayor o menor consumo de oxígeno depende de la constitución genética que ha heredado de sus progenitores, ya que padres que se caracterizan por un alto grado de entrenabilidad pueden dotar de mejores patrones a sus descendientes, por su puesto, esto puede ser modificado, dependiendo del desempeño del sujeto en el medio. Este factor es tan decisivo, que se estima que la influencia del entrenamiento no puede aumentar más allá del 20 % al 40 % respecto a los valores predeterminados[3].
- **Masa muscular:** El  $VO_2$  máx. depende del peso magro (peso corporal menos la grasa), de esta manera, entre mayor sea la masa muscular, mayor será el  $VO_2$  máx. Además, la medida está relacionada con la cantidad de masa muscular en movimiento. Por tanto, el valor del  $VO_2$  máx. de un individuo es más preciso si todos y cada uno de los músculos del organismo estuvieran trabajando a su máximo potencial.
- **Edad:** En personas de edad avanzada es más lento el metabolismo y se necesita menos oxígeno, por lo que nuestro  $VO_2$  va disminuyendo progresivamente con la edad; los bebés tienen un  $VO_2$  (proporcional a su peso) muy alto comparado con un adulto.

- **Sexo:** En las mujeres los valores de  $\text{VO}_2$  máx. son inferiores que los varones de su mismo grupo y condición, porcentajes que varían entre el 10 y 30%[4].
- **Motivación:** La mentalización para lograr rendimientos mayores es la clave para hacer la diferencia, inclusive de hasta un 10 % en los valores del  $\text{VO}_2$  máx. alcanzables. De igual manera la motivación del entrenador es influyente.
- **Entrenamiento:** El entrenamiento físico tiene influencia considerable, en el aumento o disminución de  $\text{VO}_2$  máx.

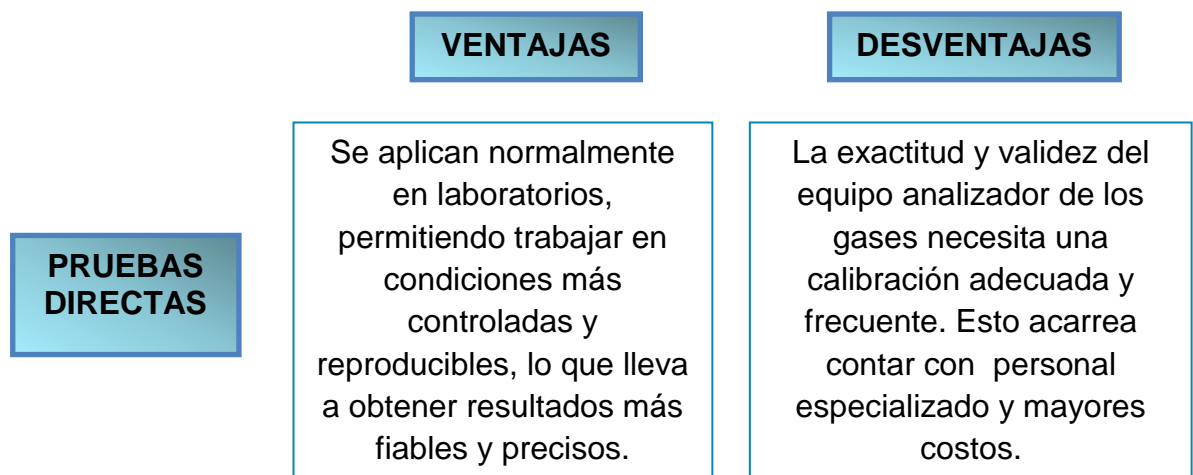
### 2.1.1 Unidad de medida de la capacidad aeróbica

El  $\text{VO}_2$  máx. se puede expresar de dos formas, mediante  $\text{l. min}^{-1}$ , que se refiere a términos absolutos, el cual es utilizado generalmente para calcular la cantidad total de energía aeróbica o de calorías que el cuerpo puede generar, o se puede expresar en  $(\text{ml.kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1})$  que se refiere a términos relativos, ya que la capacidad funcional de una persona depende del desplazamiento de su propio peso corporal [3].

### 2.1.2 Medición de la capacidad aeróbica

La medición del potencial aeróbico de un individuo se basa en el consumo de oxígeno y se implementa a través de diversos procedimientos. Se consideran pruebas directas a aquellas que se prolongan hasta el agotamiento, realizadas en aparatos ergométricos[5] y analizadores de gases respiratorios. Usualmente se mide además del  $\text{VO}_2$  consumido por el individuo, el gas carbónico producido, la ventilación pulmonar por minuto y también capacidades respiratorias, ver Figura 2. Estos se llevan frecuentemente en laboratorios, pero si se dispone de analizadores portátiles, se pueden ejecutar en el terreno deportivo [6].

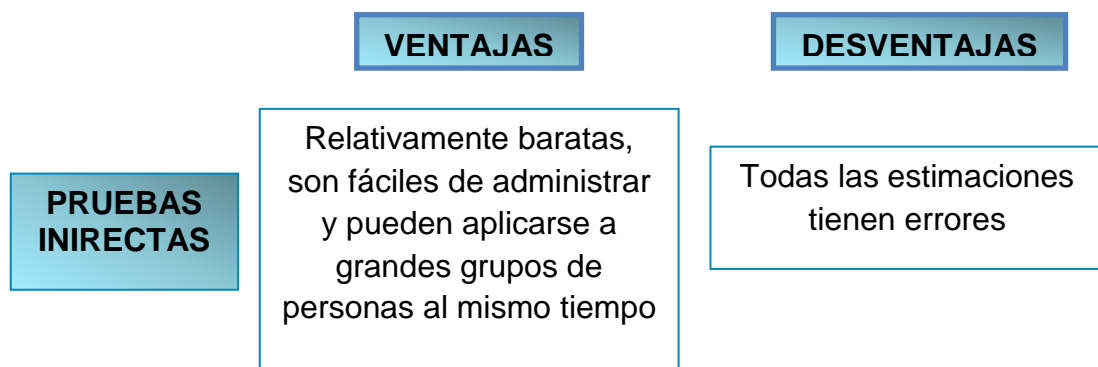
Figura 2. Ventajas y Desventajas de las Pruebas Directas en la medición de la capacidad aeróbica



Fuente : Los Autores.

Las pruebas indirectas son aquellas que no miden propiamente los gases, sino que a través de ejercicios unas veces máximo, otras veces sub-máximos, calculan el potencial aeróbico total aplicando relaciones ya bien establecidas de estas variables fisiológicas en la frecuencia cardíaca durante el ejercicio o bien con la carga de trabajo que se realiza.[6]

Figura 3. Ventajas y Desventajas de las Pruebas Indirectas en la medición de la capacidad aeróbica.



Fuente : Los Autores.

### 2.1.3 Valores normales del vo2 máx.

Realmente no es preciso establecer una valoración “normal”, y como ya se explicó, su determinación depende de muchos factores, entre los que se debe destacar: el perfil de una población determinada, la actividad que realizan, el entorno en que se desarrollan, entre otras. En la Tabla 1 se reproducen valores de VO<sub>2</sub>típicos de diversos deportes y en la Tabla 2 se presentan valores extremos, promedio, valores de VO<sub>2</sub> pico y el umbral anaeróbico como indicadores del grado de limitación funcional. [3]

Tabla 1. Valores típicos de VO<sub>2</sub>

VALORES TÍPICOS DE VO <sub>2</sub> máx.		
TIPO DE EVENTO	HOMBRES	MUJERES
Deportes de resistencia:		
• Carreras de largas distancias	75- 80	65- 70
• Esquí de fondo	75- 80	65- 70
• Ciclismo por carretera	70- 75	60- 65
• Natación	60- 70	55- 60
• Remo	65 -69	60- 64
	60- 68	50- 55
Deportes de combate :		
• Boxeo	60- 65	-----
• Judo	55- 60	50- 55
• Esgrima	45- 60	40- 45
Deportes de potencia:		
• 200 m	55- 60	45- 50
• Saltos de longitud	50- 55	45- 50
• Lanzamiento de disco, lanzamiento de peso	40- 45	35- 40
• Lanzamiento de	45- 50	42- 47
	45- 50	-----
	40- 45	-----
Otros deportes		
• Esquí alpino (disciplinas alpinas)	60- 65	48- 53
• Patinaje artístico	50- 55	45- 50
	45- 50	40- 45
	-----	

Fuente : Neumann, G. Special performance capacity The olympic Book of Sports Medicine, vol 1: 97- 108. Blackwell scientific Publications. [3].

Tabla 2. Valores Normales de VO<sub>2</sub>

<b>VALORES NORMALES DE VO<sub>2</sub> máx.</b>	
Hombres sedentarios (20- 40 años)	35- 45 ml - kg <sup>1</sup> – min 1
Mujeres sedentarias (20- 40 años)	30- 40 ml- kg <sup>1</sup> – min 1
Esquí fondo varones	* 94 ml- kg <sup>1</sup> – min 1
Esquí fondo mujeres	* 75 ml- kg <sup>1</sup> – min 1
Corredores varones	80 ml- kg <sup>1</sup> – min 1
Ciclistas varones	74,3 ml- kg <sup>1</sup> – min 1
Corredoras (mujeres)	65 ml- kg <sup>1</sup> – min 1

Fuente : Los Autores.

Tabla 3. Valores de referencia del consumo de VO<sub>2</sub> máx. después de realizar la prueba *Queen College*

<b>EDAD años</b>	<b>BAJO</b>	<b>ACEPTABLE</b>	<b>PROMEDIO</b>	<b>BUENO</b>	<b>ALTO</b>
<b>MUJERES</b>					
6 -10	25-30	31-36	37-43	44-56	57>
10 -20	24-29	30-34	35-40	41-48	52>
20-29	<24	24-30	31-37	38-48	49>
30-39	<20	20-27	28-33	34-44	45>
40-49	<17	17-23	24-30	31-41	42>
50-65	<15	15-20	21-27	28-37	38>
60-69	<13	13-17	18-23	24-34	35>
<b>HOMBRES</b>					
6-10	26-33	34-38	39-45	46-57	58>
10-20	28-34	35-40	41-45	45-50	50>
20-29	<25	25-33	34-42	43-52	53>
30-39	<23	23-30	31-38	39-48	49>
40-49	<20	20-26	27-35	36-44	45>
50-65	<18	18-24	25-33	34-42	43>
60-69	<16	16-22	23-30	31-40	41>

Fuente : Los Autores.

### 2.1.4 Prueba *Queen College*

La prueba de *Queen College*, también llamada del escalón de 3 minutos, tiene como fin determinar la capacidad aeróbica que poseen una persona en función del cálculo del consumo máximo de oxígeno  $VO_2$  máx.

Básicamente la prueba consiste en subir y bajar un escalón durante 3 minutos a un ritmo constante, el cuál varía según el género del participante, 22 pasos por minuto en mujeres y 24 pasos por minuto en hombres, durante este tiempo se toma la frecuencia cardiaca del participante y ésta se utiliza para calcular el nivel máximo de oxígeno  $VO_2$ .

La fórmula del cálculo de  $VO_2$  se aplica según el género de la siguiente manera:

#### **Mujeres**

$$Vo_2 = 68.81 - (0.1847 * fc)$$

#### **Hombres**

$$Vo_2 = 111.33 - (0.42 * fc)$$

*Vo<sub>2</sub>* : Consumo máximo de oxígeno

*fc* : Frecuencia Cardíaca.

## 2.2 ANTECEDENTES

La prueba *Queen College* se ha implementado desde hace cinco años en la escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander, sin embargo, hasta hace un año se ha hecho un análisis sobre los métodos tradicionales de implementación de esta. Un primer acercamiento de este proyecto, se inició como trabajo de clase en las materias Diseño con Microprocesadores y Microcontroladores, y Diseño 8, dictadas en la Universidad Industrial de Santander en el segundo semestre del 2010.

Figura 4. Prototipo del Sistema Pasos



Fuente : Los Autores.

Dentro del desarrollo anterior a este proyecto se encontraron algunas limitaciones como:

- Debido a los altos costos que se pueden acarrear en las diferentes fases de desarrollo se llegó hasta la construcción de un modelo funcional que permitió la comprobación técnica y ergonómica.
- Adicionalmente se remitió a tecnologías existentes y a su respectiva integración en un solo elemento de control que permita la entrada, procesamiento y salida de información.
- Para esta fase de desarrollo del proyecto se llegó a aproximaciones en determinados elementos, debido a que el tiempo de ejecución es muy

limitado en comparación con el contenido que implica la ejecución del proyecto.

## **2.3 DESCRIPCIÓN GENERAL DE LA SOLUCIÓN**

El diseño e implementación del modelo se basó en cuatro subsistemas los cuales son: sistema de elevación, sistema de medición cardiovascular, sistema de control y el sistema de visualización y almacenamiento, ver Figura 5.

- **Sistema de Elevación**

Este sistema permite al usuario graduar el nivel del escalón de acuerdo a la longitud del fémur del participante; está compuesto por un sistema mecánico de elevación, un motoreductor y el sistema de control de nivel del escalón.

- **Sistema mecánico de elevación**

Es un mecanismo de barras articuladas tipo tijera o pantógrafo, está diseñado por medio de un tornillo helicoidal que se acopla con el motor funcionando como eje central, y apoyos con rodamientos de fuerza axial y radial a los lados que permiten el desplazamiento en ambas direcciones sin alterar el funcionamiento del motor.

- **Sistema de control de nivel del escalón (S.C.N.E):**

Como su nombre lo indica, este sistema está encargado de controlar el nivel del escalón, dependiendo de la longitud de fémur del participante. Para realizar su función este sistema necesita de otros componentes, tales como la interfaz, el sistema de comunicación inalámbrica entre la interfaz y el sistema de control, el control de giro, el conteo del número de vueltas del motor y el sistema de comunicación con la interfaz, la cual permite suministrar al sistema la longitud del fémur y así finalmente graduar el nivel del Escalón.

- **Sistema de medición cardiovascular (S.M.C)**

Este sistema consta de un monitor de ritmo cardíaco que se coloca en el pecho donde está incluido el sensor inalámbrico que monitorea la frecuencia cardiaca del participante, estas son recibidas por el computador, para luego ser procesadas y visualizadas en la interfaz, ver Figura 39.

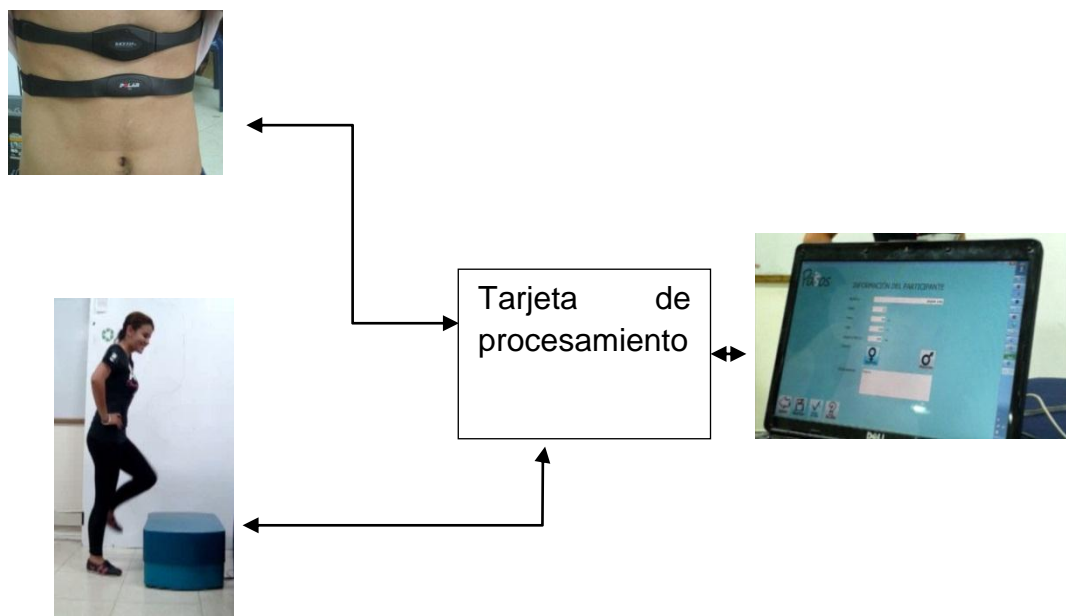
- **Sistema de procesamiento**

Compuesto por un microcontrolador, encargado de comandar, recibir y establecer comunicación con los diferentes subsistemas (Motoreductor, interfaz, S.C.N.E, S.M.C) y procesar los datos ingresados al sistema, además vela por el correcto posicionamiento del escalón con respecto a los datos del usuario.

- **Sistema de visualización y almacenamiento**

Este sistema es desarrollado en una interfaz gráfica la cual se encargará de visualizar y almacenar los datos ingresados y capturados por el sistema, tales como edad, sexo, peso, longitud del fémur, tiempo transcurrido de la prueba y los pasos que debe dar el usuario por minuto, el  $VO_2$ máx.

Figura 5.Descripción general de la solución. a) Sistema de medición cardiovascular. b) Sistema de Elevación. c) Sistema de almacenamiento y visualización. d) Sistema de procesamiento

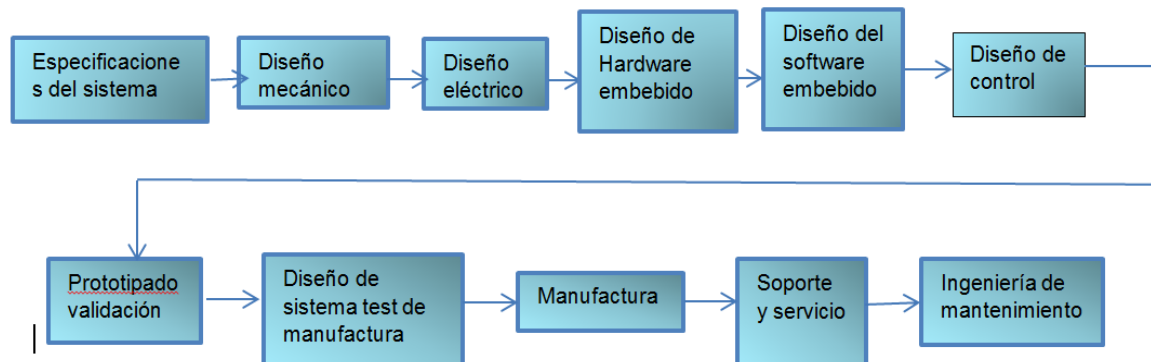


Fuente : Los Autores.

### 3. METODOLOGIA DEL DISEÑO MECATRÓNICO

La integración sinérgica de diferentes disciplinas para desarrollar un producto es un hecho. La intensa competencia presiona a los constructores de dispositivos a elaborar productos de menor costo de operación con mayor rendimiento y calidad. Por tal razón, los constructores actuales han dejado de lado el desarrollo de dispositivos de propósito único, a dispositivos más flexibles de multipropósito, adaptando sistemas modernos que atraigan mayor cantidad de clientes y proporcionen mayor satisfacción a la hora de utilizarlos. Junto con el diseño de los mecanismos, se han incorporado estrategias como lógica de control, interfaz hombre máquina, conexión en red y sistemas de monitoreo de las condiciones del dispositivo. Aunque estas mejoras han dado dispositivos mucho más adaptables, estas también han introducido mayor complejidad de acuerdo al proceso de diseño de las mismas [11].

Figura 6. Enfoque Tradicional de Diseño Secuencial

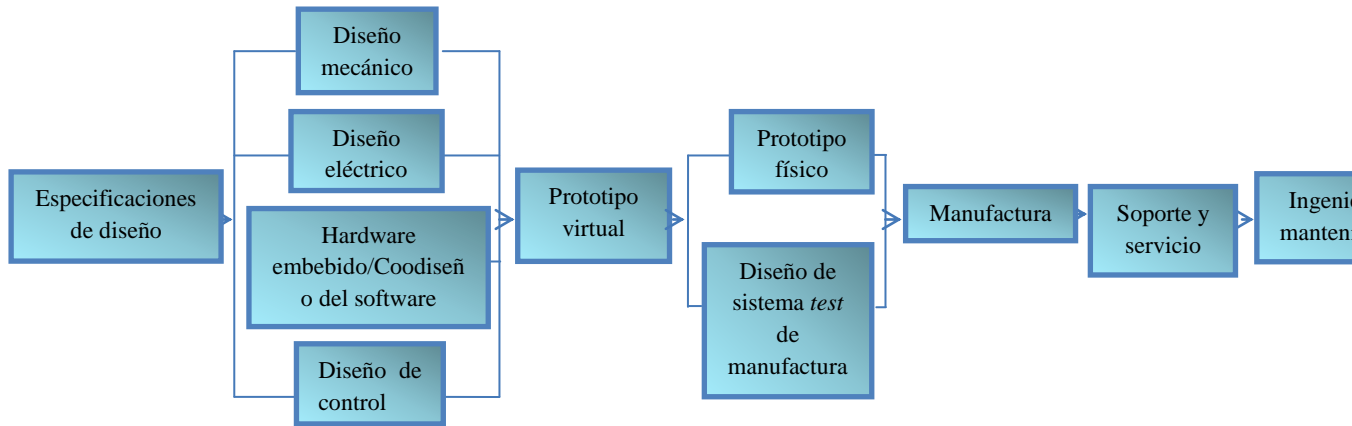


Fuente: <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/6350>

Solucionar este problema de ingeniería multidisciplinario requiere de mejoras en tres áreas claves: mejora en las técnicas de desarrollo, tecnología de control embebido y el uso de sistemas informáticos. El término mecatrónico[10] describe esta evolución, este representa el amplio esfuerzo de la industria por mejorar el proceso de diseño integrando las mejores prácticas y tecnologías disponibles de desarrollo para dinamizar el diseño, prototipado y realización del dispositivo.

Una concepción con base en la mecatrónica puede reducir el riesgo asociado con el diseño de un dispositivo, pero es necesario afrontar los siguientes retos:

Figura 7 Enfoque en paralelo del diseño mecatrónico



Fuente: <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/6350>

### ➤ El proceso de diseño de máquinas serial y lento

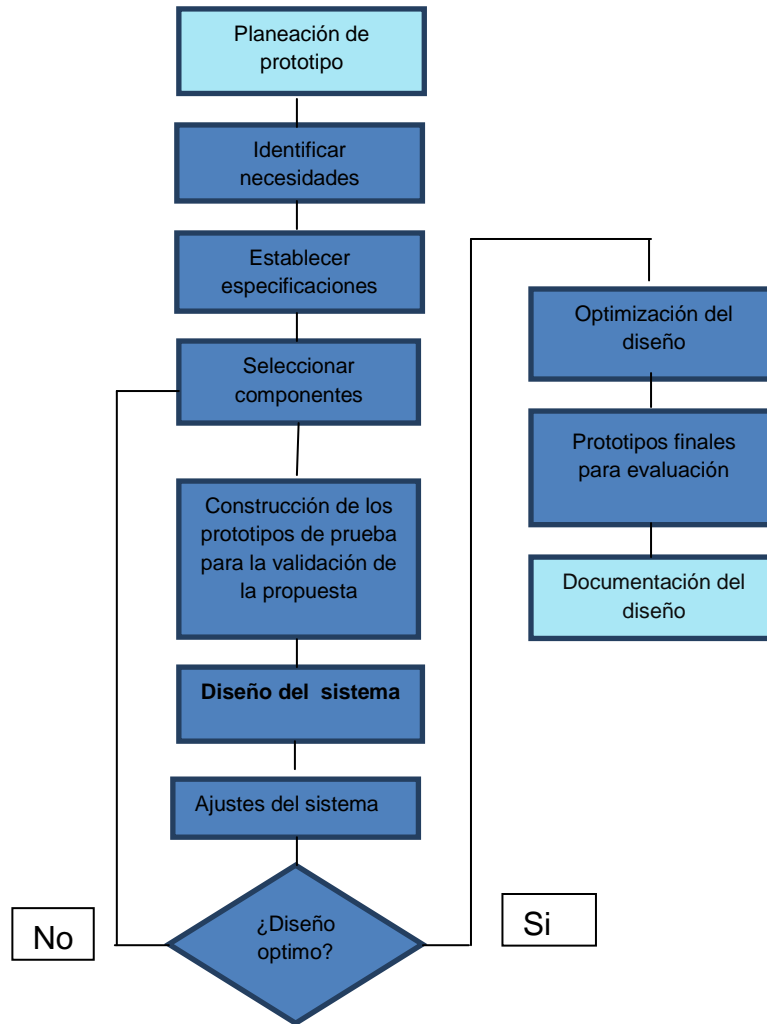
Un diseño típico de un dispositivo inicia cuando el ingeniero encargado que realiza la parte mecánica, diseña los mecanismos empleando herramientas CAD. Una vez que se ha completado el modelo CAD y se crea una máquina física, los ingenieros electrónico y de control implementan el sistema eléctrico y programan el controlador de la máquina. Luego el equipo de diseño realiza la primera prueba ejecutando todos los mecanismos integrados en el modelo físico. Cualquier problema en esta etapa que requiera de reproceso en partes del dispositivo puede conducir a grandes retrasos, gasto alto y además puede significar la diferencia entre ganancia y pérdida para el constructor del dispositivo.

### ➤ La comunicación con los clientes y entre todos los miembros del equipo

Comprender los requerimientos del cliente y desarrollar un plan de diseño para los sistemas mecánicos y de control del dispositivo se puede convertir en procesos largos y envolventes. Una mala comunicación con el cliente en este proceso puede conducir a diseños inadecuados del dispositivo y a elevados costos. Con el uso del CAD, se ha mejorado la comunicación con los clientes, entregando un modelo virtual de los mecanismos del dispositivo.

La metodología utilizada para diseñar y desarrollar el sistema, se basó en el siguiente ciclo, utilizado normalmente para desarrollar productos Mecatrónicos, el cual se muestra en la Figura 8.

Figura 8. Propuesta de ciclo de desarrollo para productos Mecatrónicos



Fuente: Los Autores.

### 3.1 APLICACIÓN DE LA METODOLOGIA

Para el desarrollo del producto se integraron las consideraciones suministradas por el grupo interdisciplinar, conformado por los estudiantes de Diseño Industrial, los estudiantes de Ingeniería Electrónica y el grupo Movilidad Análisis y vida (MAV) de la Escuela de Fisioterapia de la UIS.

Para esto se valoraron los objetivos (aquellos que están formulados exacta y cuantitativamente como marco de tiempo) y propósitos (aquellos que están

formulados inexactamente y con poca especificación) de cada uno de los integrantes, para coordinar las actividades que cada uno iba a realizar, y luego ejecutarlas en paralelo, estos objetivos y propósitos fueron:

- **Proyecto de Diseño Industrial**

- **Objetivo General:**

Diseñar y construir un sistema mecatrónico que integre el escalón y los elementos de medición necesarios para la aplicación de la prueba *Queen College*, determinando y comprobando un ciclo de vida adecuada para su frecuencia de uso.

- **Objetivos específicos**

- Identificar las necesidades de los usuarios y determinar los requerimientos de diseño del producto, tras una previa indagación en el contexto, para aplicarlas en el diseño y fabricación del prototipo.
- Determinar el perfil formal del producto según conceptos de diseño.
- Construir un prototipo que permita la comprobación del equipo propuesto.
- Aplicar y comprobar la utilización de un mecanismo de elevación para la graduación de altura del escalón, empleado en la realización de la prueba *Queen College*, mediante elementos electrónicos.
- Desarrollar una herramienta de comunicación gráfica o interfaz para un software que controle el sistema integrado.

- **Propósitos**

- Identificar las necesidades del cliente a través de indagación directa para la determinación del mercado aparente al que se pueda enfocar el producto
- Identificar los clientes potenciales y determinar el tipo de pruebas de esfuerzo que realizan y si cuentan con equipos especializado o no.
- Determinar un número aproximado de unidades a producir en serie para una primera incursión en el mercado del producto.

Como se puede observar los estudiantes de diseño se encargaron de indagar las necesidades del usuario que posibilitan la realización del protocolo y ejecutaron pruebas pertinentes para comprobar ese diseño.

Adicionalmente se dedicaron en realizar un estudio del mercado, en donde se identificaría las necesidades de los clientes (centros deportivos y de acondicionamiento, laboratorios de fisioterapia deportiva en general interesados en el desarrollo de la prueba *Queen College*).

- **Proyecto de Ingeniería Electrónica**

- **Objetivo general**

- Diseñar y construir un modelo electrónico funcional que permita realizar la prueba *Queen College*.

- **Objetivos específicos**

- Implementar un circuito electrónico que permita medir la frecuencia cardiaca de una persona.
- Diseñar y construir una tarjeta electrónica que permita controlar la altura de un escalón utilizado para realizar la prueba *Queen College*.
- Realizar una interfaz gráfica que permita ingresar y procesar los datos para la realización de la prueba *Queen College*.

- **Propósitos**

- Incluir en la interfaz una herramienta de almacenamiento, en la cual se pueda tener un registro de cada una de las pruebas realizadas por el participante.
- En este trabajo se implementó un transmisor inalámbrico que mide la frecuencia cardiaca, se desarrolló una interfaz que garantiza la correcta interacción entre el usuario y el sistema, se construyó el módulo encargado de graduar la altura del escalón ingresando los datos de altura a través de la interfaz gráfica de usuario.
- Luego de conocer los objetivos de cada uno de los integrantes, se distribuyeron las actividades. Diseño Industrial se dispuso a realizar todas las investigaciones pertinentes respecto a las necesidades del protocolo *Queen College*, en tanto se dispuso a investigar cómo desarrollar la interfaz, en que lenguaje se iban a diseñar, y si la interfaz, diseñada en trabajos anteriores, serían útiles.

## 3.2 IDENTIFICAR NECESIDADES

El desarrollo de este trabajo de grado se basó en considerar a detalle las necesidades dispuestas por la Escuela de Fisioterapia y Diseño Industrial de la UIS, así como los resultados obtenidos en modelos funcionales previos a este proyecto. Estas consideraciones son parte del desarrollo interdisciplinar, y que conllevan a la elaboración de un prototipo con especificaciones técnicas, ergonómicas y funcionales. [9]

Para ello se hicieron una serie de cuestionamientos como ¿cómo se realiza la prueba?, ¿qué elementos son necesarios para realizar la prueba?, ¿qué mecanismo elevador se iba a utilizar, cómo se calcula la fórmula del escalón? y ¿qué criterios se deben tener en cuenta para el desarrollo del diseño de la interfaz?

### 3.2.1 Protocolo de la realización de la prueba

El protocolo que se lleva a cabo en la escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander se rige por validaciones anteriores y artículos [12], [13] relacionados con la prueba *Queen College*, ver Figura 9.

- **Condiciones de la prueba.**
  - Edades dentro de las cuales se puede practicar: de 6 a 68 años.
  - Vestimenta apropiada: el participante debe realizar la prueba con ropa deportiva (tenis, camiseta, licra, pantaloneta o sudadera), deben ser prendas que le permitan el movimiento con facilidad y que permitan al participante sentirse cómodo en la ejecución de la misma.
- **Protocolo de actividades.**

#### 1º Inicio

- El participante ingresa al laboratorio de prueba
- Se ubican los elementos necesarios: metrónomo, cronometro, cámara de filmación, medidor de frecuencia cardiaca (o se toma manual).
- Se toman las medidas necesarias y los datos del participante preliminarmente: edad, peso, talla, género, entre otras.
- Se le indica al participante que debe sentarse o acostarse durante 5 minutos para tomar la frecuencia cardiaca de reposo.

- Se le indica al participante como llevar a cabo la prueba

### **2º Desarrollo**

- Se inicia la prueba, se enciende el metrónomo y el cronometro.
- Cuando han transcurrido 3 minutos, se le indica al participante que se coloque de pie y haga ejercicios de recuperación.

### **3º Finalización**

- Se toma la frecuencia cardiaca para el cálculo de VO<sub>2</sub> máx., cuando se utiliza la banda, solo se toma la última en el 3 minuto y esa se usa para el cálculo y cuando se hace manual, se le indica al participante que se la tome y cuente para determinar la frecuencia cardiaca final; se aclara que este último procedimiento genera sesgos elevados en los datos obtenidos.
- Se realiza el cálculo de VO<sub>2</sub> máximo utilizando las formulas mencionadas anteriormente.
- Se le indica al participante que realice ejercicios de estiramiento y relajación.

Figura 9. Prueba *Queen College*



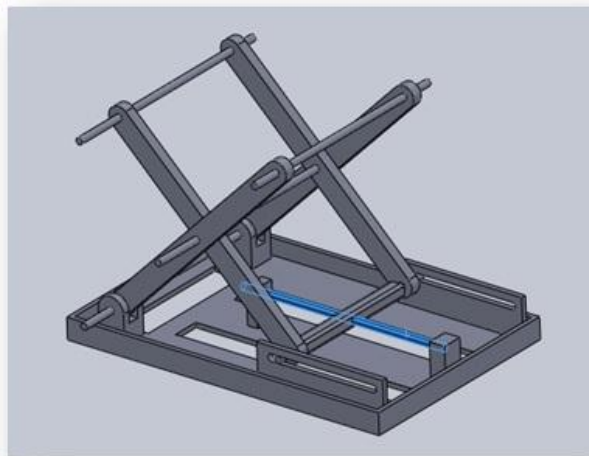
Fuente: Los Autores.

### 3.2.2 Diseño estructural del mecanismo de elevación

De acuerdo a los análisis hechos en la fase creativa del diseño estructural del mecanismo de elevación, realizado por los estudiantes de Diseño Industrial se determinó que se utilizaría un mecanismo de barras articuladas tipo tijera o pantógrafo [14], el cual se utiliza para subir y bajar la plataforma adaptándose a las dimensiones máximas que puede tener el escalón de la prueba *Queen College*, ver Figura 10, las cuales son: 70\*45\*41.3 cm.[9]

El mecanismo está diseñado por medio de un tornillo helicoidal que se acopla con el motor funcionando como eje central, y apoyos con rodamientos de fuerza axial y radial a los lados que permiten el desplazamiento en ambas direcciones sin alterar el funcionamiento del motor.

Figura 10. Mecanismo de elevación



Fuente: Los Autores.

Este mecanismo fue sometido a pruebas técnicas mediante un software tipo CAD de simulación (Solidworks[15] y Ansys[16]), en el cual se simuló la eficiencia del mecanismo, las cargas máximas a soportar, tiempos de adaptación de la plataforma a la altura máxima, determinación de su vida útil y su resistencia a la fatiga.[9]

Este análisis arrojó las siguientes características del modelo estructural [9]:

- La carga máxima que soporta la plataforma es de 1745 N.

- Paso del tornillo helicoidal: 1,7mm/rev.
- Peso de la estructura metálica: 38.5 Kg
- La deformación en las barras es despreciable.
- El sistema es seguro en su geometría y construcción
- Torque para girar el tornillo 43 Kg \* cm
- El material con el cual está construido es Acero Aisi 1020 laminado en frio.

Figura 11. Mecanismo de elevación de la prueba *Queen College*



Fuente: Los Autores.

### 3.2.3 Cálculo de la altura del escalón

Otra de las necesidades para desarrollar el sistema que manipula la prueba, es el cálculo de la altura del escalón, para ello se consideraron las investigaciones hechas en trabajos anteriores [28], [9], en la cual se validó la ecuación para la población adolescente y adulta en función de la longitud del fémur. La relación matemática a utilizar para determinar la altura del escalón es:

$$H_f = L_f * (1 - \cos(73.3^\circ))$$

*H<sub>f</sub> : Altura del escalón*

*L<sub>f</sub> : Longitud del Femur*

### 3.2.4 Banda para la toma de la frecuencia cardiaca

La medición de la frecuencia cardiaca se hace por medio de una banda o correa, la cual utiliza las derivaciones torácicas unipolares [18], [19]. En la escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander se ha hecho uso desde hace tres años de la Banda Polar T31 [20], ver Figura 12, disponiendo de varios ejemplares para la ejecución de la prueba Queen College. Dada la disponibilidad de ejemplares de la Banda Polar, y la experiencia con el producto por parte de la escuela de Fisioterapia, se utilizó y evaluó el uso de esta Banda, para la implementación total del sistema.

Figura 12. Banda Polar T31



Fuente: Polar Inc.

### 3.2.5 Diseño preliminar de la interfaz de interacción con el software

El sistema diseñado por el grupo interdisciplinar que permite manejar la prueba *Queen College*, consta de un software que hace posible la manipulación y ejecución de la prueba, este es empleado por el usuario primario, lo cual se refiere a las personas que conocen el protocolo de ejecución de la prueba y tiene conocimientos en el área de la fisioterapia.

El diseño de la interfaz responde garantizar la correcta ejecución de la prueba, el uso adecuado del equipo y que esta sirva como herramienta de soporte y ayuda durante la prueba.

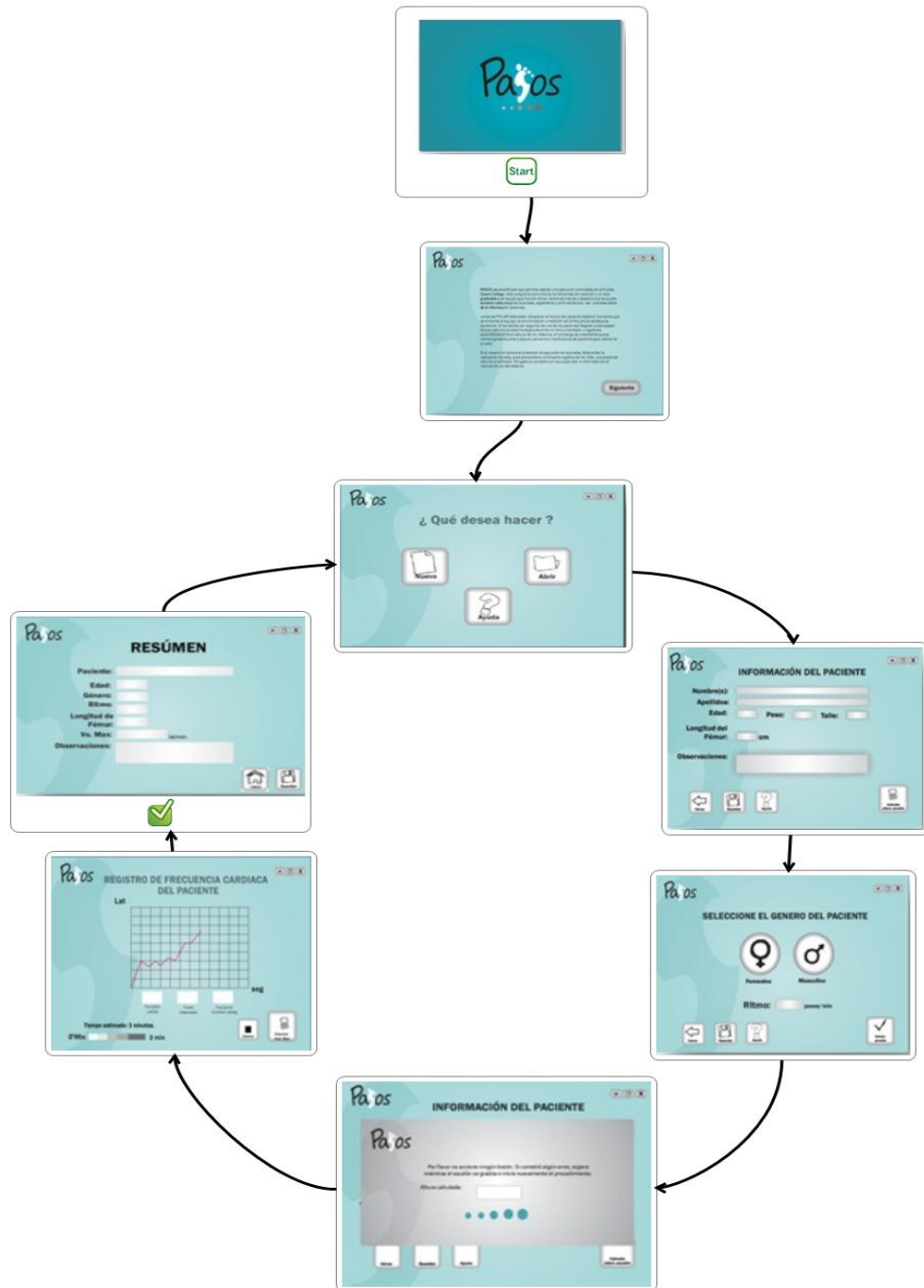
EL estudio realizado por el grupo interdisciplinar, en cual se realizaron evaluaciones heurísticas, [17], [9] a los diferentes diseños propuestos de la interfaz, lo cual buscaba determinar la respuesta del usuario ante las alternativas, para ello se estudiaron y evaluaron características tales como:

- Visibilidad del estado del sistema

- Lenguaje de los usuarios (comprensibilidad)
- Control y libertad para el usuario
- Consistencia y estándares
- Ayuda a los usuarios, reconocimiento, diagnóstico y recuperación de errores.
- Prevención de errores
- Reconocimiento antes que cancelación
- Flexibilidad y eficiencia de uso
- Estética de diálogos y diseño minimalista.
- Ayuda general y documentación

Las conclusiones de este estudio determinaron que se requería un diseño que tuviese opciones de ayudas, con una comunicación clara y un color llamativo, dando como resultado un diseño de interfaz como se muestra en la Figura 13. [9]

Figura 13. Interfaz propuesta para el sistema Pasos



Fuente: Los Autores.

### 3.3 SELECCIÓN DE COMPONENTES

#### 3.3.1 Alimentación y regulación

Todo aparato o dispositivo electrónico requiere de una alimentación para su correcto funcionamiento, cuyas características varían en función del comportamiento de cada dispositivo, esto lleva a precisar que la fuente de alimentación es el primer elemento necesario en cualquier equipo electrónico. El sistema de alimentación para los circuitos y el motor, debe ser capaz de suministrar la debida corriente, y en instantes dados la corriente de arranque del motor. Para seleccionar este elemento se tuvo en cuenta principalmente: el rango de operación, eficiencia, protección de sobretensión, sobrecorriente, precio y dimensiones.

- **Rango de operación:** para iniciar el cálculo de este se tomó como referencia el elemento de mayor consumo, el motor, cuya tensión nominal es de 24 [V] y corriente de bloqueo 3.2 [A]. Con estos datos se determinó la primera característica de la fuente de poder, la cual debía entregar mínimo la tensión nominal y la corriente de bloqueo del motor, 24 [V] y 3.2 [A]. Además se adicionó un 30% en la capacidad de corriente por parte de la fuente a fin de garantizar el consumo de los otros elementos del sistema, como son el controlador del sentido de giro, el microcontrolador, el *encoder* y el Bluetooth, asumiendo que el sistema trabaja a plena carga. Luego la primer característica de la fuente fue que suministrara 24 [V] y mínimo 4.2 [A]
- **Dimensiones de la fuente** Las dimensiones de la fuente es un parámetro importante en la selección de la misma. El sistema de elevación disponía de poco espacio para colocarla (18 cm de largo, 6cm de ancho y 14cm de alto), por tal motivo se descartó el uso de fuentes lineales, en las cuales sus dimensiones están asociadas a la capacidad de energía que estas entregan, debido a que basan su funcionamiento en el uso de transformadores. En este caso la fuente tenía que entregar 24 [V] y entre 4 ó 5 [A], los transformadores de esta magnitud miden entre los 8 a 10 cm de ancho y de 6 a 10 cm de alto aproximadamente, cubriendo gran parte del espacio disponible. De esta forma se decidió utilizar fuentes conmutadas [32] [33].

En el mercado existe un gran número de compañías que distribuyen fuentes AC-DC; sin embargo, debido a sus características y teniendo en cuenta los aspectos mencionados anteriormente, en la Tabla 4. se presenta una lista de fuentes AC-DC del tipo conmutado que se someten a consideración.

Tabla 4. Características Fuentes DC

REFERENCIA	RANGO DE OPERACIÓN	EFICIENCIA	DIMENSIONES	PRECIO
1. EBC Aprobado por el CE.	100 - 240VAC 100W, Volt.: 24VDC Corriente: 4.2 [A].	65%	199H x 98D x 38W (mm)	\$ 60.000
2. S-100F -24 MEAN WELL Aprobado por UL / TUV / CB / CE	In. Volt.: 85, Out Volt.: 24VDC ,4.5 [A]	85%	199H x 98D x 38W (mm)	\$ 120.000

Fuente : Los Autores.

- **Eficiencia:** Normalmente en el mercado se pueden encontrar fuentes de tensión entre el 65% y el 90% de eficiencia. Si se considera el peor de los casos, en el que la fuente tiene una eficiencia del 65% y el motor queda en bloqueo (3.2 [A]), esta fuente no sería capaz de suministrar la corriente para que el motor opere, ya que si la fuente entrega 24 [V] y la potencia nominal es de 108 [W], la corriente suministrada sería aproximadamente 2.7 [A].

El motor, no debe quedar, por ningún motivo, en configuración de rotor bloqueado, si dado el caso esto llega a ocurrir y la fuente, no es capaz de suministrar la corriente de bloqueo, como en el caso mencionado, se optó por escoger una fuente que tuviese un sistema de protección de corte del suministro de energía, para una eventual sobrecarga (este análisis se hace sólo si está funcionando el motor).

Por todo lo anterior se escogió la opción número 1, que a pesar no tiene las certificaciones de la segunda, cumple con las necesidades establecidas

### 3.3.2 Motor

Para la selección del motor fue necesario conocer las características de la estructura, tales como:

Peso: 38.5Kg  
Paso del tornillo: 1.7 cm

Torque del tornillo: 52 Kgf \*cm  
 La velocidad de subida y bajada: 0,3 cm/s.  
 Dimensiones para ubicar el motor: 12cmx12cmx12cm.

Uno de los parámetros de selección fue la corriente de funcionamiento del sistema, esta se determinó que no debía superar los 3 Amperios. Realizando una búsqueda en el mercado local sobre motores con las especificaciones de potencia y dimensiones requeridas, se optó por un motoreductor, ver Figura14.

Para asegurar las características de los motores adquiridos se procedió a realizar las siguientes pruebas:

Figura 14. Motoreductor



Fuente: Los Autores.

- **Caracterización Motor**

Tabla 5. Caracterización del motor

<b>Caracterización Motor</b>	
Corriente a rotor bloqueado (A)	3.2
Tensión (V)	24
Torque (Kg*cm)	72
RPM	31

Fuente: Los Autores.

- **Característica del Escalón**

Medidas del Escalón:

La posición mínima del Escalón 16 cm.

La posición máxima del Escalón 41 cm.

Tabla 6. Caracterización del motor en subida

<b>Característica del Escalón - subiendo</b>	
Corriente (mA)	750
Tensión (V)	20
Potencia (W)	15
Tiempo (min)	2.13
RPM	21
Velocidad(m/s)	0.003

Fuente: Los Autores.

Tabla 7. Caracterización del motor en bajada

<b>Característica del Escalón - bajando</b>	
Corriente (mA)	850
Tensión (V)	19.5
Potencia (W)	16.57
Tiempo (min)	2.19
RPM	20
Velocidad(m/s)	0.029

Fuente: Los Autores.

Se puede observar que la corriente de bajada dista de unas cuantas unidades con la de subida y de igual forma el tiempo de bajada es mayor que el de subida, esto se debe a los amortiguadores o los resortes colocados en la Escalón para facilitar el accionamiento, especialmente el de subida.

- **Velocidad de subida y bajada del Escalón**

El tiempo de subida como de bajada se tomó cada 5 cm, iniciando desde los 16 cm hasta 39.5 cm.

- **Velocidad de Subida**

Tabla 8. Velocidad de subida del motor

Tiempo [ s]	12.12	32.44	60,57	97,95	120,61
Posición [cm]	16 - 21	21 - 26	26 -31	31- 36	36 – 39.5

Muestra		Velocidad de la muestra
V1	5 /12 [cm/s]	0.416 [cm/s]
V2	5 / (32-12) [cm/s]	0.25[cm/s]
V3	5 /(60-32) [cm/s]	0.178 [cm/s]
V4	5 / (97-60) [cm/s]	0.135 [cm/s]
V5	3.5 / (120-97) [cm/s]	0.152 [cm/s]
Promedio	0.226 [cm/s]	113/500 [cm/s]

Fuente: Los Autores.

- **Velocidad de Bajada**

Tabla 9. Velocidad de bajada del motor

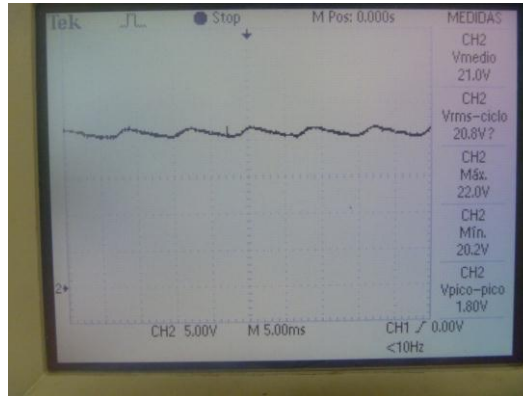
Tiempo [min, s,]	00,21	01,02	01,30	01,51	02,04
Posición [cm]	36 – 39.5	31- 36	26 -31	21 - 26	16 - 21

Muestra		Velocidad de la muestra
V1	3.5 /21 [cm/s]	0.167 [cm/s]
V2	5 / (62-21) [cm/s]	0.122[cm/s]
V3	5 /(90-62) [cm/s]	0.178 [cm/s]
V4	5 / (111-90) [cm/s]	0.25 [cm/s]
V5	3.5 / (164-111) [cm/s]	0.09 [cm/s]
Promedio	0.157 [cm/s]	157/1000 [cm/s]

Fuente: Los Autores.

Fuente DC conectada al sistema:

Figura 15. Señal de entrada de tensión del sistema



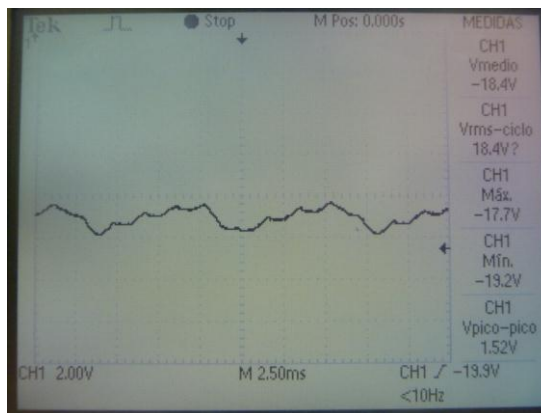
Fuente: Los Autores.

Voltaje rms 20.8 [V]

Voltaje de rizo 1.8 [V]

Salida Puente H de subida del motor:

Figura 16. Señal de salida en subida del puente H



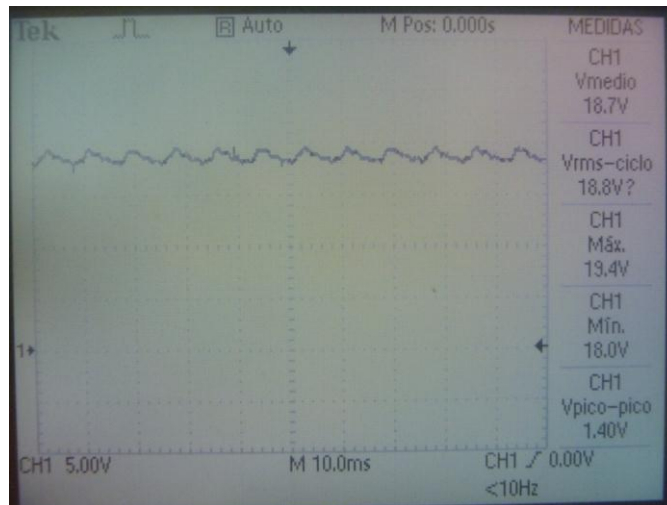
Fuente: Los Autores.

Voltaje rms        -18.4 [V]

Voltaje de rizo    1.52 [V]

Salida Puente H de bajada del motor:

Figura 17. Señal de salida en bajada del puente H.



Fuente: Los Autores.

Voltaje rms        18.7 [V]

Voltaje de rizo    1.4 [V]

Para invertir el sentido de giro de un motor de corriente continua, es necesario invertir el sentido de la corriente que circula por su inducido. Esto se consigue invirtiendo la polaridad aplicada a sus terminales, lo cual se puede realizar manualmente, usando conmutadores o haciendo uso de los circuitos que se indican a continuación.

Tabla 10. Descripción de las diferentes configuraciones de controladores de sentido de giro para motores

MÉTODO	CONCEPTO	VENTAJAS	DESVENTAJAS															
1. Relé de dos contactos conmutado	El sentido de avance se controla mediante un interruptor en serie con la bobina del relé. El interruptor de avance o paro es necesario para evitar que el motor esté siempre girando.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Bajo Mantenimiento.</li> <li>Fácilmente adaptable a diferentes tensiones de funcionamiento.</li> <li>Maneja alto voltaje o elevada potencia con pequeñas tensiones de control.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Abrasión de los contactos de trabajo por arco voltaico y también oxidación de los contactos.</li> <li>El espacio necesario en comparación con los transistores.</li> <li>Ruidos en el proceso de conmutación.</li> <li>Velocidad conmutadora limitada de 3 ms. a 17 ms.</li> </ul>															
2. Mediante dos relés	En este circuito, R1 gobierna el sentido de giro y R2 la marcha y parada del motor.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Comparado con el circuito anterior, la tensión de entrada permanece activada, sin interrumpir el suministro de energía hacia los demás dispositivos.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Es más costoso, ya que utiliza dos conmutadores.</li> </ul>															
3. Mediante un puente de transistores en "H"	<p>Este circuito está compuesto básicamente por 4 transistores dispuestos en H, de ahí su nombre, puente H. Este arreglo consta de un circuito que evita que ambas señales activen al mismo tiempo.</p> <table border="1" style="margin-left: auto; margin-right: auto;"> <thead> <tr> <th>A</th> <th>B</th> <th>M1</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>0</td> <td>0</td> <td>PARO</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>1</td> <td>PARO</td> </tr> <tr> <td>0</td> <td>1</td> <td>IZQUIERDA</td> </tr> <tr> <td>1</td> <td>0</td> <td>DERECHA</td> </tr> </tbody> </table>	A	B	M1	0	0	PARO	1	1	PARO	0	1	IZQUIERDA	1	0	DERECHA	<ul style="list-style-type: none"> <li>El tamaño disminuye comparado con los circuitos anteriores.</li> <li>Pueden manejar motores de potencia.</li> <li>Tienen una mejor respuesta de conmutación, permitiendo además, realizar un control por modulación de ancho de pulso, logrando con esto un aumento del rendimiento del sistema.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>Pueden ser igual de grandes a los controladores de giro compuestos por relés, dependiendo de la potencia que maneje el motor.</li> </ul>
A	B	M1																
0	0	PARO																
1	1	PARO																
0	1	IZQUIERDA																
1	0	DERECHA																
4. Mediante un circuito integrado	Existen circuitos integrados que realizan la misma función que un puente "H". Uno de estos es el L293B, al cual se conecta el motor, la alimentación y las señales de control.	<ul style="list-style-type: none"> <li>Protección contra sobretensiones</li> <li>Inmunidad al ruido.</li> <li>Alimentación separada de las cargas.</li> </ul>																

Luego de revisar las diferentes configuraciones, considerando las ventajas y desventajas de cada una de estas y tomando en cuenta la aplicación, se eligió por utilizar el puente H de referencia L296 incorporado en un circuito integrado.

### 3.3.3 Encoder

El método que se utilizó para graduar la altura del Escalón se realizó mediante un *encoder*, cuya lectura se basa en detectar las variaciones de luz que se producen con el desplazamiento de un disco reticulado radial, formado por líneas opacas, alternada por espacios, como se muestra en la parte a de la Figura 18.

Para esta aplicación se utilizaron dos métodos para iluminar el reticulado, uno fue con un sensor fototransistor refelectivo, QRE1113, utilizado para contar el número de vueltas, y el otro, un sensor de herradura o H21A, el cual fue utilizado para controlar la posición angular del tornillo. Estos sensores están ubicados en la parte posterior del motor.

La señal que se sensó del *encoder*, debe acondicionarse, para que se generen pulsos cuadrados, y sin distorsiones, medibles por el Sistema de procesamiento. Para esto se utilizó un comparador de histéresis.

Figura 18 *Encoder*



Fuente: Los Autores.

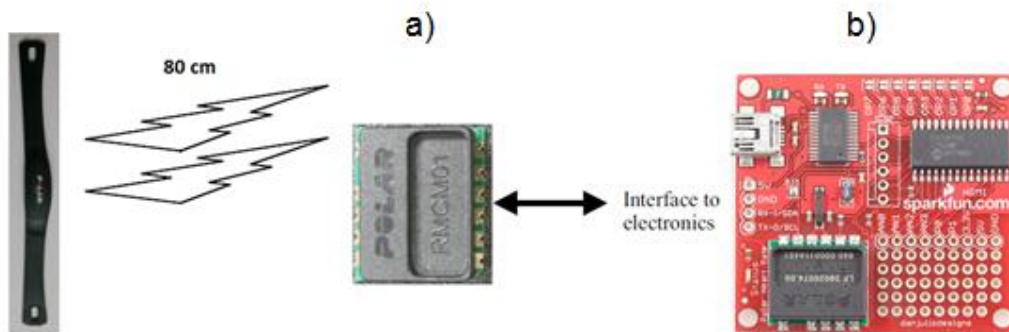
### 3.3.4 Comunicación

La empresa de los productos de marca Polar, tiene en el mercado un monitor de frecuencia cardiaca para Fitness T31 [20], ver Figura 19, el cual toma las pulsaciones cardiacas y las envía inalámbricamente a un receptor, mediante un módulo de Radiofrecuencia interno a una frecuencia de 5.5 KHz. Este dispositivo de recepción RMCM-01[21] fabricado por la misma empresa, este recibe los datos

de la Banda Polar, y los decodifica, generando como datos de salida, la frecuencia cardiaca transmitida [22].

Para obtener los datos decodificados de la Banda Polar fue necesario realizar una tarjeta electrónica, que recibiera los datos y los retransmitiera al módulo del escalón. Esta tarjeta es realizada, debido a que uno de los inconvenientes de la Banda Polar es su reducido alcance de transmisión (máximo aproximadamente 70 cm).

Figura 19 a) Módulo de recepción Banda Polar. b) Circuito receptor de la frecuencia cardiaca



Fuente: [www.sparkfun.com](http://www.sparkfun.com) modificada por los autores.

Para esta retransmisión fue necesario seleccionar un módulo que estableciera comunicación entre la Banda Polar y el Sistema de elevación. En la siguiente Tabla 11 se resume las características de algunos dispositivos que se consideraron para esta selección.

Tabla 11. Dispositivos de transmisión por radiofrecuencia

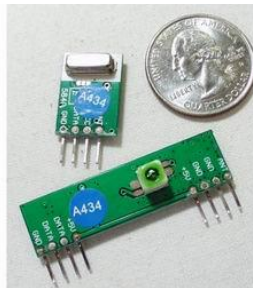
	<b>DISPOSITIVO LAIPAC</b>	<b>DISPOSITIVO XBEE</b>	<b>DISPOSITIVO LINX</b>
<b>PROTOCOLO DE COMUNICACIÓN</b>	ASK	ZigBee	ASK
<b>FRECUENCIA DE OPERACIÓN</b>	433.92 MHz	2.4 GHz	433 MHz

<b>TENSIÓN DE ALIMENTACIÓN</b>	1.5 – 12 V	2.8 – 3.4 V	2.1 -3.6 V
<b>POTENCIA DE SALIDA</b>	4 dBm	0 dBm	9.2 dBm
<b>PRECIO</b>	\$25.000	\$200.000	\$100.000
<b>ALCANCE</b>	3 m	100 m	10 m

Fuente : Los Autores.

Por disponibilidad y precio se eligió el Dispositivo LAIPAC, ver Figura 20. A pesar de que de igual forma se disponía del Dispositivo XBEE, se consideró que este era muy costoso para esta aplicación.

Figura 20. Transmisor y receptor Laipac



Fuente: [www.sparkfun.com](http://www.sparkfun.com)

Para comunicar el Sistema de Elevación y el Sistema de almacenamiento y visualización se determinó utilizar un dispositivo Bluetooth, el cual es uno de los más utilizados últimamente para comunicar el computador y cualquier otro dispositivo, con el cual se pueda establecer comunicación. Esta selección se hizo teniendo en cuenta, que muchos computadores tienen integrados estos módulos y los que no lo tienen, es posible adaptarles el dispositivo de la Figura 21.

Figura 21. Receptor de señal Bluetooth para el computador



Fuente: [www.sparkfun.com](http://www.sparkfun.com) modificada por los autores.

### 3.3.5 Microcontrolador

Para seleccionar el microcontrolador se determinaron los módulos que se utilizarían para desarrollar la aplicación, entre los módulos necesarios para la aplicación se encuentran:

- Para controlador el sentido de giro es necesario 3 pines de E/S.
- El *encoder* necesita 2 módulos KBI (2 pines del micro).
- Para la comunicación es necesario utilizar 2 módulos SCI (8 pines del micro).
- Las salidas de visualización necesitan 4 pines de E/S.
- Para tomar la señal de los finales de carrera es necesario 2 pines de E/S.

Dentro de la extensa gama de microcontroladores se eligió utilizar el microcontrolador MC9S08QE32 fabricado por la empresa Freescale, el cual cumple las características requeridas mencionadas anteriormente.

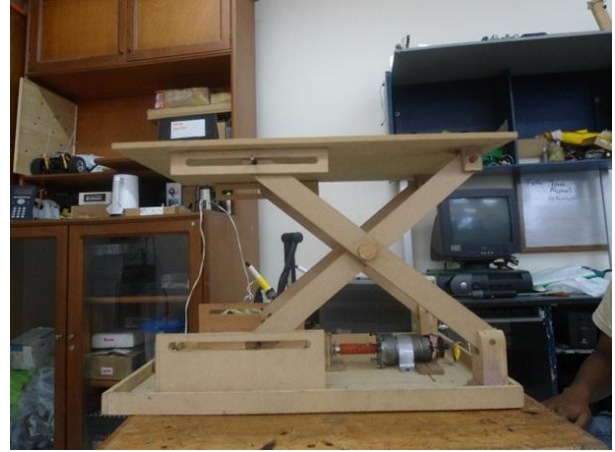
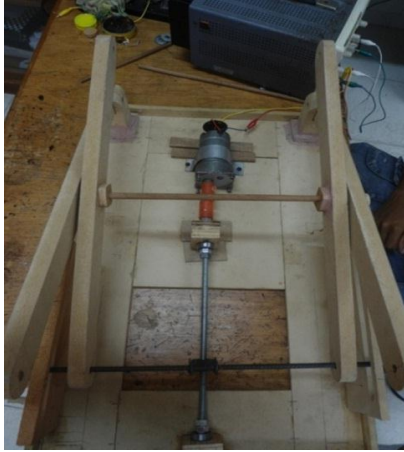
## 3.4 CONSTRUCCIÓN DE LOS PROTOTIPOS DE PRUEBA PARA LA VALIDACIÓN DE LA PROPUESTA

Siguiendo la metodología implementada, fue necesario validar y probar los dispositivos seleccionados para la aplicación, para esto se efectuaron pruebas de la siguiente manera:

En una primera etapa se probaron diferentes prototipos del Sistema de Elevación, construido por el grupo interdisciplinar, ver Figura 22, al cual se le acopló un motor con el fin de comprobar que el mecanismo de elevación tipo tijera implementado

funcionara correctamente, este modelo permitió comprobar que el tornillo helicoidal sirviera de herramienta de freno del sistema.

Figura 22. Pruebas del Modelo Preliminar del Escalón graduable



Fuente: Los Autores.

Figura 23. Sistema de Elevación.



Fuente: Los Autores.

Los módulos de comunicación, se ensayaron transmitiendo y visualizando los datos en el computador. Los resultados de esta prueba determinaron que estos módulos eran muy vulnerables al ruido, lo que llevó a buscar otras opciones frente a la comunicación entre el Sistema de Elevación y la Banda Polar.

Figura 24. a) Transmisor y receptor de la Banda polar. b) Receptor de los pulsos de la Banda



a)

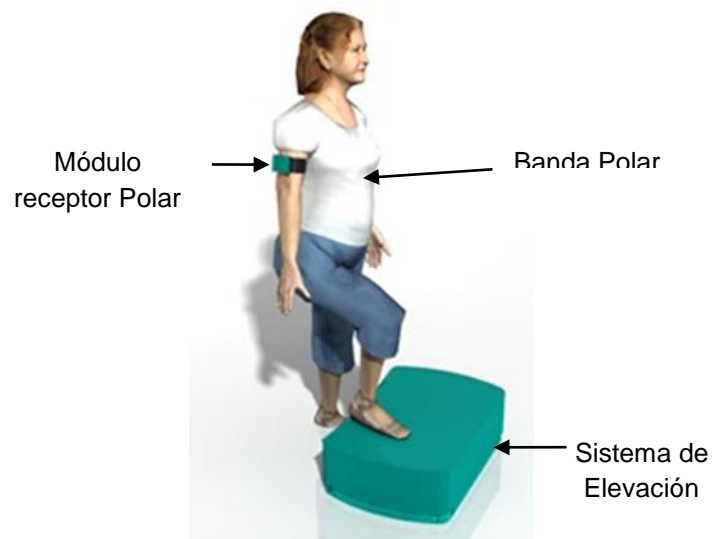


b)

Fuente: Los Autores.

### 3.5 DISEÑO DEL SISTEMA

Figura 25. Diseño del sistema Pasos



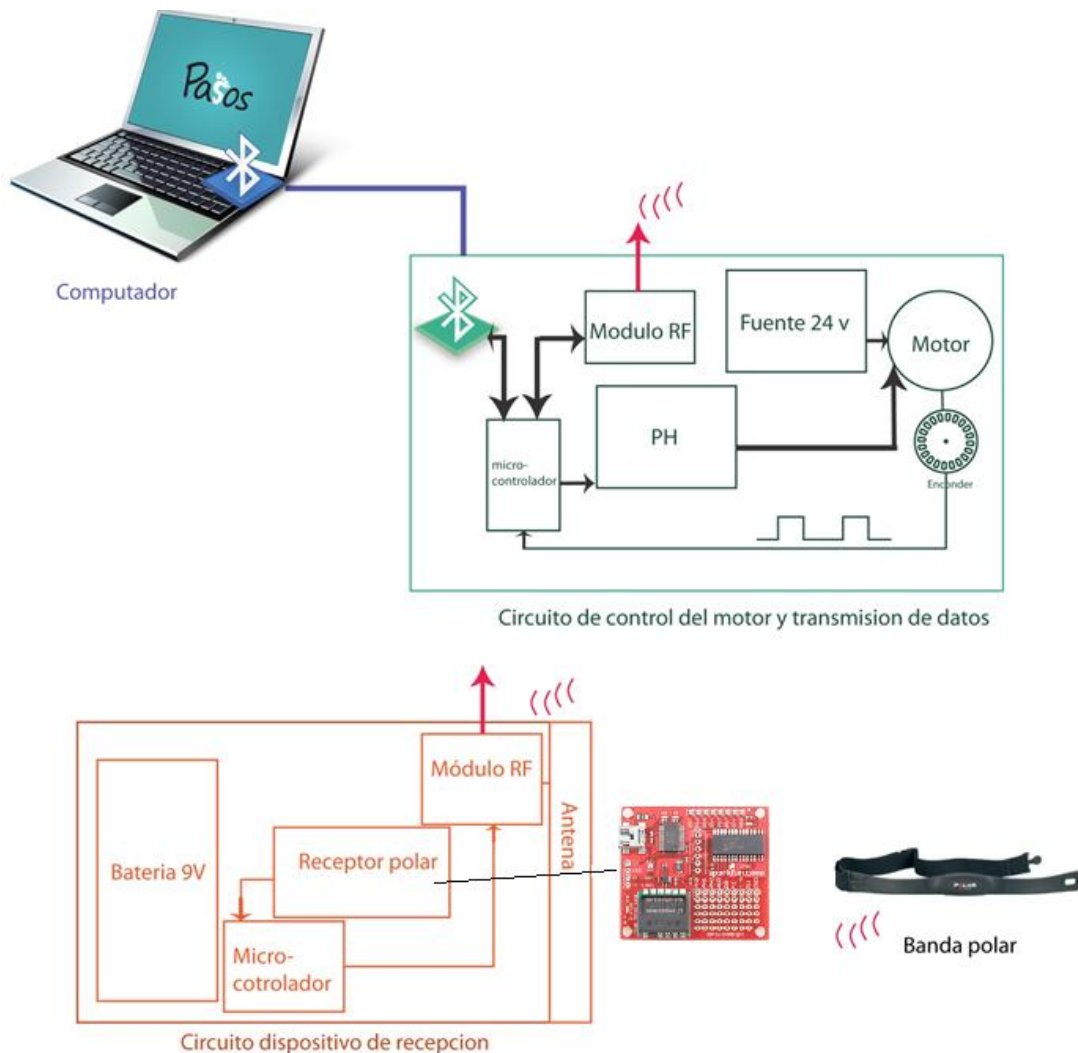
Fuente: Los Autores.

En esta etapa de la metodología se llegó a un prototipo final, el cual agrupó todos los módulos probados previamente, incluyendo la mejoras arrojadas en el paso anterior, ver Figura 25.

### 3.5.1 Implementación mediante la banda polar

La implementación de la Banda Polar requirió que se planteara un esquema del sistema como se muestra en la Figura 26.

Figura 26. Esquema general de la solución implementada con la Banda Polar



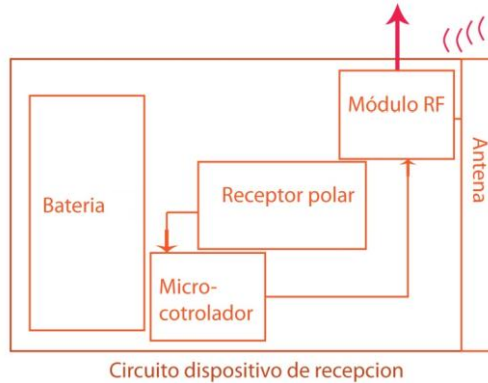
Fuente: Los Autores.

### 3.5.2 Módulo de recepción de la banda polar

El módulo de recepción de la Banda Polar se compone de los bloques de la Figura 27 para su funcionamiento. Un dispositivo RMCM-01 que recibe la frecuencia cardiaca proveniente de la Banda Polar de forma serial y las decodifica; el

dispositivo de transmisión por radiofrecuencia XBEE, ver Figura 28, se encarga de transmitir las pulsaciones cardiacas hacia el módulo del escalón. Un microcontrolador de propósito específico MC9S08QE32 [25] se encarga de recibir y enviar los datos ordenadamente.

Figura 27. Diagrama de bloques Módulo de recepción Banda Polar



Fuente: Los Autores.

Figura 28. Módulo receptor Polar

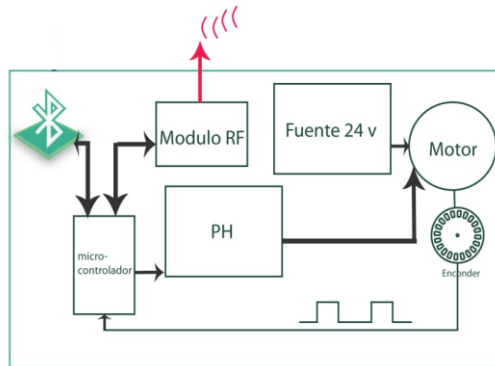


Fuente: Los Autores.

### 3.5.3 Descripción de la tarjeta del módulo de elevación

La tarjeta electrónica está compuesta por un microcontrolador MC9S08QE32 [29] de la empresa *Freescala*, que se encarga de controlar la recepción de los datos provenientes del Receptor de la Banda Polar, por medio del dispositivo de recepción por radiofrecuencia XBEE, además de accionar el motor y de enviar y recibir datos de la interfaz de usuario, a través de un módulo Bluetooth RN-41[31].

Figura 29. Diagrama de Bloques del módulo de elevacion



Fuente: Los Autores.

- **Motor**

El motor se conectó al tornillo helicoidal del escalón, a través de un acople flexible tipo araña, fijándose en la base del escalón mediante cuatro tornillos y se colocó el *encoder* para el motor.

Figura 30. Conexión del motor con el escalón

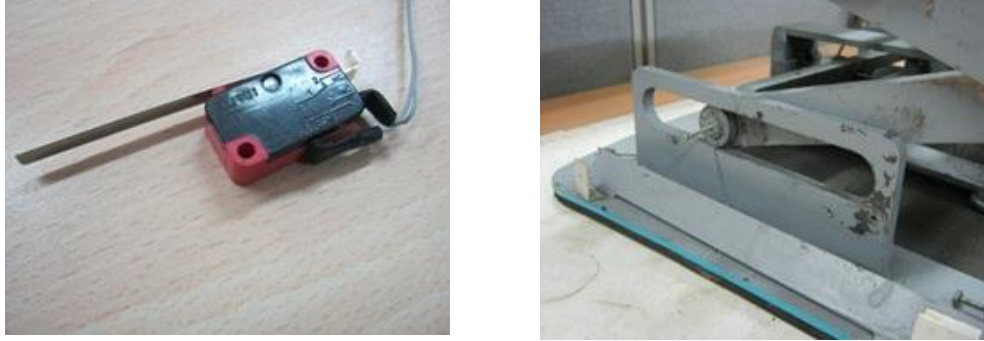


Fuente: Los Autores.

- **Finales de carrera**

La base rodante tiene dos finales de carrera, que se activan cortando el suministro de energía al sistema, dependiendo si el escalón ha llegado a su máxima o mínima altura. Esto es necesario para prevenir que el motor quede bloqueado al llegar a alguno de los límites de altura del escalón en dado caso que el sistema que controla el escalón falle.

Figura 31. Topes máximo y mínimo del escalón



Fuente: Los Autores.

- **Tarjeta Electrónica y Fuente**

Las tarjetas que contienen todos los dispositivos que permiten nivelar el motor a la altura deseada y la fuente DC, se fijaron mediante tornillos a la base del escalón.

Figura 32. Fuente DC utilizada en el módulo del escalón



Fuente: Los Autores.

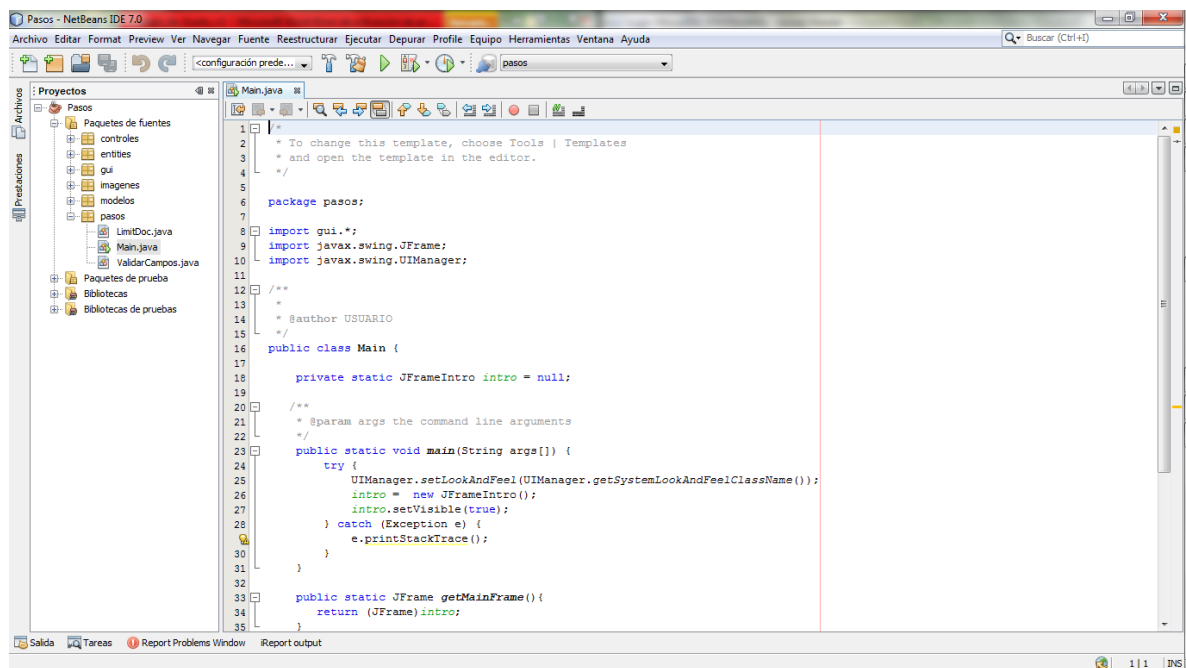
### **3.5.4 Interfaz**

Con un trabajo previo desarrollado por parte de la escuela de Diseño Industrial, en el cual se diseñó la interfaz de modo que esta garantice la correcta interacción entre el usuario y el sistema [9], y un comienzo en el desarrollo de una interfaz en el lenguaje de programación Java [36] realizado por el proyecto de las materias de Diseño con Microprocesadores y Microcontroladores, se dispuso continuar con este lenguaje de programación e integrarlo al sistema.

Una de las ventajas de Java para el desarrollo de software, es su portabilidad, ya que se puede ejecutar en varias plataformas de Hardware y Software, debido a que Java genera un archivo compilado llamado bytecode, que después es interpretado según sea la máquina virtual o *JVM* de cada sistema operativo.

El entorno de desarrollo que se utiliza para esta aplicación es NetBeans 7.0 [37]. Debido a que se realiza una comunicación serial con el escalón, es necesario utilizar algunas *APIs* [38] de libre distribución para la comunicación y el manejo del puerto serial, como es el caso de las *APIs* *comm.jar* y *libSerialPort.jar*.

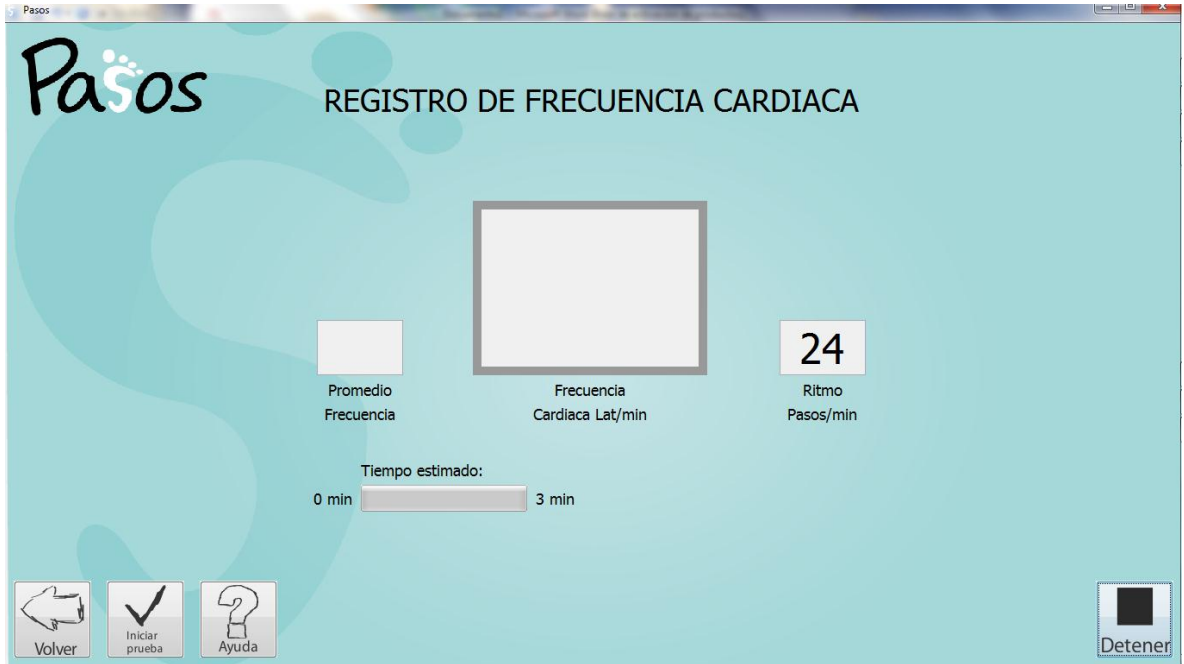
Figura 33. Entorno de desarrollo Java, NetBeans 7.0



Fuente: Los Autores.

La interfaz de la Figura 34, se realizó lo más parecida posible al diseño planteado por la escuela de Diseño Industrial, teniendo en cuenta detalles como los colores, la forma de los botones, formularios, tipos de letras, etc. El programa final para el usuario se genera como un archivo ejecutable, sin embargo, es necesario que se instale un programa adicional llamado MySQL [39], el cual genera la base de datos donde se guardara la información de los participantes y posteriores pruebas. Se debe mencionar que para un correcto funcionamiento del programa el enlace Bluetooth debe estar activo y enganchado.

Figura 34. Interfaz de usuario



Fuente: Los Autores.

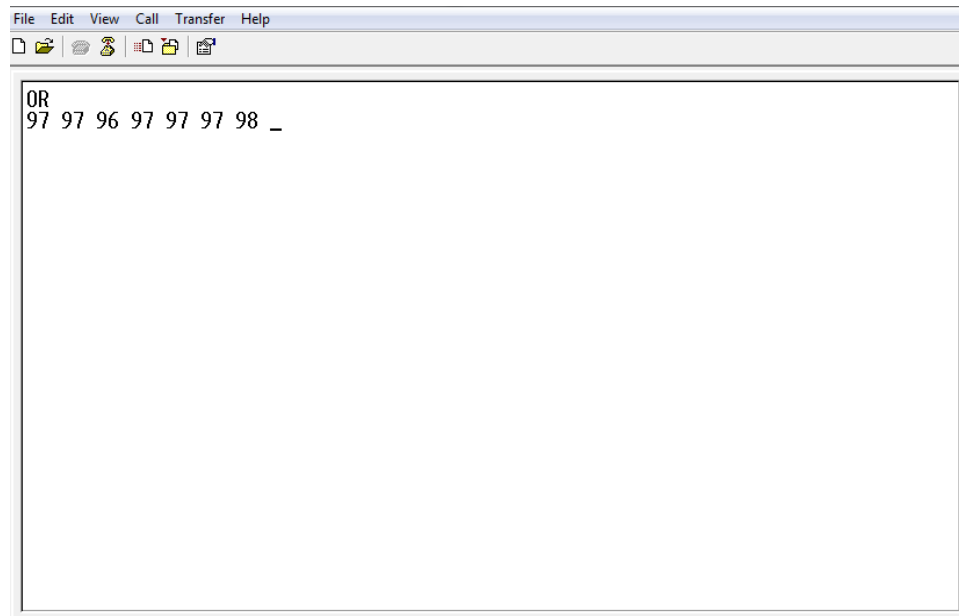
### 3.5.5 Pruebas del sistema implementando la banda polar.

Las pruebas de funcionamiento del sistema se dividieron en tres partes. La primera parte de las pruebas consistieron en acoplar el motor y los demás dispositivos electrónicos al escalón, verificando su correcto funcionamiento.

- **Pruebas de Acople.**

Se constató que todo el hardware (tarjetas electrónicas del módulo del escalón y del módulo de recepción de la Banda Polar) funcionara de manera correcta, para cumplir con esto, una persona se colocó la Banda Polar, luego se encendió el módulo de recepción y el módulo del escalón. Desde un terminal de comunicación serial en el computador se estableció comunicación con el módulo del escalón, que al enviar los caracteres correspondientes, el escalón se adecuó a la altura calculada, y seguido de esto, enviando correctamente la frecuencia cardiaca hacia el computador.

Figura 35. Prueba del Hardware del escalón

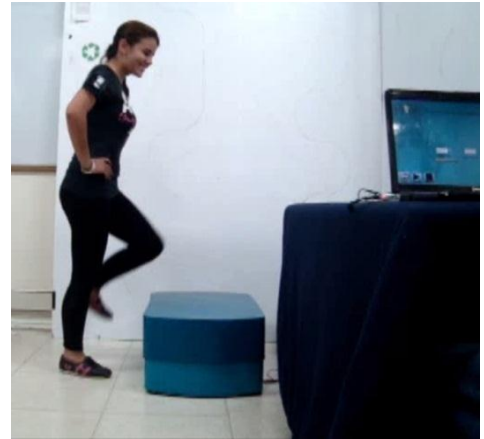


Fuente: Los Autores.

- **Pruebas interfaz-sistema.**

La segunda parte de las pruebas consistieron en acoplar la interfaz de usuario al sistema. Para llevar a cabo esto, se instaló en el computador el programa MySQL, el cual genera la base de datos para la interfaz de usuario. Luego del paso anterior, se ejecutó el programa llamado Pasos.jar y se realizó la conexión Bluetooth. Se procedió a utilizar la interfaz de usuario, realizando una prueba completa calculando el  $VO_2$  máx.

Figura 36. Pruebas del funcionamiento del sistema



Fuente: Los Autores.

- **Uso y validación.**

En la tercera parte se realizaron pruebas de usabilidad y validación del funcionamiento del sistema, para lo cual se contó con la participación de los profesores de la escuela de Fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander.

Figura 37. Realización del *test Queen College* en la escuela de Fisioterapia



Fuente: Los Autores.

El sistema del prototipo final implementando la Banda Polar se muestra en la Figura 38.

Figura 38. Sistema Final implementando la Banda Polar



Fuente: Los Autores.

### 3.6 DISEÑO ÓPTIMO.

Como era de esperarse fue necesario realizar algunos ajustes, debido a que los datos de la Banda que se visualizaban no eran siempre correctos, debido a que la comunicación entre el receptor de la frecuencia cardiaca y la Banda no era óptima. Es por esto que aplicando la metodología del capítulo 3.1, se inició una nueva fase del proyecto en la que se seleccionó nuevos componentes, se propuso nuevos diseños y realizaron nuevas pruebas.

Las pruebas que se llevaron a cabo mediante la implementación de la Banda Polar, presentaron algunas deficiencias que ponen en riesgo la adecuada ejecución de la prueba *Queen College*. Estas deficiencias corresponden a la mala transmisión entre la Banda y su dispositivo receptor. La captura de los datos hecha por el dispositivo RMCM-01 no es confiable, ya que en ciertos momentos, el dispositivo no realiza la captura de los datos enviados por la Banda Polar, además de presentar un rango de recepción muy corto (de 60 a 70 cm), quedando la probabilidad de que no se calcule el VO<sub>2</sub> máximo con la última frecuencia cardiaca, al cumplirse el tiempo de la prueba.

#### 3.6.1 Selección de componentes.

**3.6.1.1 Banda kyto** De acuerdo con lo anterior, se propone la implementación de la Banda KYTO[40] para la toma de la frecuencia cardiaca, esta Banda soluciona los inconvenientes descritos anteriormente y presenta algunas ventajas con respecto a la anterior, en la Tabla 12 se hace un comparativo entre las dos Banda.

Tabla 12. Comparativo Bandas para la toma de la frecuencia cardiaca

BANDA POLAR	BANDA KYTO
Su rango de transmisiones muy corto(de 60 a 70 cm)	Su rango de transmisión oscila entre 1 a 3 m.
Su conexión está restringida a solo el chip RMCM-01	Dispone de tecnología Bluetooth, que permite conectarse con otro dispositivo que tenga la misma tecnología
Su tiempo de vida debido a su batería está restringido de uno a tres años, según el uso de la Banda.	Posee una batería recargable con duración de 6 a10 meses según su uso, y con máximo de recargas de 500 veces
No se puede apagar el dispositivo.	Se puede apagar el dispositivo

Se requiere que se le coloque al participante de la prueba un dispositivo a parte de la Banda Polar	No requiere que el participante se coloque algún otro dispositivo en su cuerpo
Es necesario un dispositivo más, lo cual aumenta la incertidumbre en la medida	Se comunica directamente a la interfaz.

Fuente : Los Autores.

La Banda KYTO HRM-2805, ver Figura 39, es una Banda que monitorea la frecuencia cardiaca de una persona a través del computador o algún dispositivo móvil, utilizando protocolo Bluetooth (SPP, OPP).[41]

Figura 39. Banda KYTO



Fuente: Los Autores.

Esta Banda posee dos electrodos que deben tocar la piel de la persona para detectar la frecuencia cardiaca, y se enciende automáticamente se haya detectado una pulsación. Posee un puerto mini-USB, el cual se utiliza para cargar la batería interna de la Banda, con una duración de 6 meses a un año aproximadamente, y un botón, el cual sirve para encender/apagar el dispositivo o ingresar al modo de conexión del Bluetooth.

**3.6.1.2 Interfaz con Qt** . Tomando como base el trabajo previo del diseño gráfico de la interfaz desarrollada por la Escuela de Diseño Industrial, se realizó la interfaz en el framework de programación Qt4. Mediante el framework de Qt, se dispone de un mejor control de los recursos y dispositivos del sistema, de manera que al implementar la Banda KYTO, se requiere que en la interfaz se manejen dos puertos de comunicación serial de forma simultánea, característica que está limitada por los conocimientos en Java de las APIs comm.jar y libSerialPort.jar.[42]

El framework de programación de Qt es multiplataforma, esto se refiere a que la interfaz de usuario puede ser ejecutada en los sistemas operativos más comunes como Windows, MAC o Linux, e inclusive con ligeras modificaciones es posible implementarlo en sistemas embebidos y realizar aplicaciones en dispositivos móviles como PDAs, Tablet, Smartphone.

Para el desarrollo de la interfaz se tuvo en cuenta las características propuestas por el grupo interdisciplinar para la correcta interacción entre usuario e interfaz, se utilizó la herramienta de programación QtCreator, la cual mediante los widgets brindan un entorno visual de programación más cómodo y práctico al utilizarlo. En la Figura 40, podemos ver una ventana de la interfaz final.

Figura 40. Interfaz final desarrollada en Qt



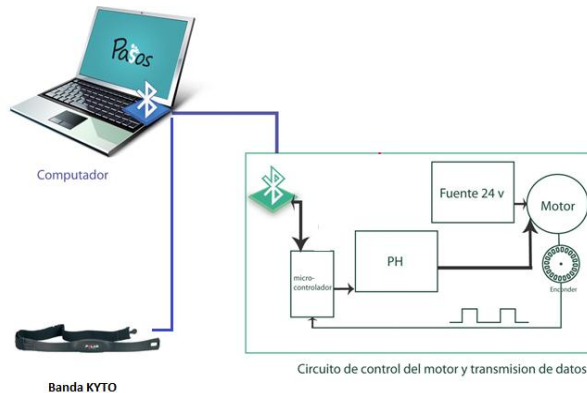
Fuente: Los Autores.

### 3.6.2 Diseño del sistema

**3.6.2.1 Sistema de elevación** Ya que el sistema de elevación es el mismo que se implementó con la Banda Polar, se realizan modificaciones al módulo del escalón para que funcione adecuadamente con la implementación de la Banda KYTO. Estas modificaciones sugieren remover el dispositivo de recepción por radiofrecuencia MO-RX3400-A, ya que la nueva Banda se comunica directamente con la interfaz vía Bluetooth, y reprogramar el microcontrolador para que se comunique adecuadamente con la interfaz. En la Figura 41, se muestra un diagrama de bloques del circuito del escalón.

La implementación de la Banda KYTO, se realizó mediante una comunicación Bluetooth directamente con la interfaz en el computador, teniendo un esquema general de conexión del sistema el que se presenta en la Figura 41.

Figura 41. Diagrama de bloques implementando la Banda KYTO



Fuente: Los Autores.

**3.6.2.2 Comunicación** La Banda que toma el pulso cardiaco KYTO nos ofrece la ventaja de comunicarse mediante el protocolo Bluetooth, ya que algunas de las características principales de esta comunicación, es su alcance de transmisión y la posibilidad de una conexión multipunto. Es esta última, la que permite que desde la interfaz de usuario, se pueda transmitir o recibir datos simultáneamente del escalón y la Banda KYTO.

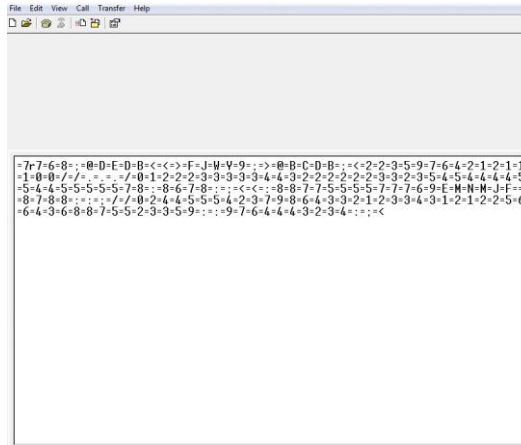
Tanto la Banda KYTO como el módulo Bluetooth RN-41 del escalón soportan una interface de datos UART (SPP), los cuales están configurados por defecto a una velocidad de 9600 bits por segundo.

## 3.7 PROTOTIPOS FINALES PARA EVALUACIÓN

### 3.7.1 Pruebas y resultados finales

Las pruebas realizadas con la banda KYTO se desarrollaron en una primera etapa con la interfaz de programación, de modo que se pudiera observar los datos enviados por la banda. La banda KYTO se conecta al computador emulando un puerto de comunicación serial, enviando la frecuencia cardiaca en código ASCII seguido de un carácter que indica el final de la trama de datos, como muestra en la Figura 42.

Figura 42. Datos transmitidos por la banda KYTO



Fuente: Los Autores.

Además se realizó una comparación en tiempo real con los datos enviados por la banda KYTO y la banda Polar, para esto se colocaron las dos bandas al mismo tiempo en el participante, como muestra la Figura 43.

Figura 43. Comparación Banda Polar y Banda KYTO



Fuente: Los Autores.

Las resultados de funcionamiento del hardware del escalón son los mismos que los realizados en el capítulo 3.6.5 implementando la banda Polar, ya que no se efectuó ningún cambio en el hardware del módulo del escalón Para la validación de la graduación de la altura del escalón, se hicieron pruebas desde la interfaz de usuario final ingresando valores de altura, que eran comprobados midiendo la altura real a la cual se graduaba el escalón. Estas mediciones arrojaron que el error en la graduación de la altura es de 5 mm, con respecto a la carcasa del

escalón, con respecto al *encoder* es de 1 mm. Por último se realizaron pruebas de funcionamiento de todo el sistema con la banda KYTO en el laboratorio de análisis de marcha de la escuela de Fisioterapia.

Figura 44. Pruebas de funcionamiento del sistema para el *test Queen College*.



Fuente: Los Autores.

El sistema del prototipo final implementando la KYTO se muestra en la Figura 45, el cual tiene las siguientes especificaciones generales:

Dimensiones del escalón (aprox.)	70 x 45 x 41.3 cm.
Peso del escalón (aprox.)	38.5 Kg.
Requisitos de potencia	110 V AC, 50/60 Hz.
Tensión/consumo de corriente eléctrica (aprox.)	20 V, 800 mA.
Frecuencia de Funcionamiento	2.4 GHz

Figura 45. Sistema final implementando la Banda KYTO



Fuente: Los Autores.

#### 4. OBSERVACIONES

En la mayoría de proyectos de este tipo surgen imprevistos que deben ser resueltos adecuadamente sobre la marcha, y es aquí donde la metodología utilizada para desarrollar este proyecto ayuda a que se puedan solventar estas situaciones y realizar retroalimentaciones en búsqueda de mejoras y de optimizaciones al prototipo propuesto inicialmente.

Dentro del desarrollo de este proyecto junto con el grupo interdisciplinar, en varias ocasiones se realizaron consensos para la elaboración de algunas tareas, donde se buscó una versatilidad tanto en la parte de diseño, como en la parte ingenieril, de forma que se llegó a acuerdos finales para la elaboración de las mismas. Este es el caso del diseño de la interfaz de usuario que se propuso por parte del grupo interdisciplinar, la cual se limitó al conocimiento, capacidad y tiempo de desarrollo de los autores, ajustando las necesidades expuestas para la realización de la prueba.

## 5. CONCLUSIONES

Se logró diseñar y construir un modelo electrónico funcional que permite realizar la prueba *Queen College*, mediante el trabajo interdisciplinar entre las escuelas de Diseño Industrial, Fisioterapia y de Ingeniería Electrónica.

Las pruebas estandarizadas requieren que se hagan bajo ciertas condiciones que se deben cumplir por quienes las aplican, como a quienes le son aplicadas. Siendo el *test Queen College*, un *test* estandarizado se debe cumplir tres requisitos principales validez, fiabilidad y exactitud.

La medición de la frecuencia cardiaca fue implementada mediante la banda polar y la banda KYTO, tomándose esta última como dispositivo de uso final gracias a las ventajas que se mencionan en la Tabla 7.

La diferencia entre los datos obtenidos por la banda polar y los obtenidos en la banda KYTO no reflejan diferencia significativa en el resultado del  $VO_2$  máximo calculado, porque al incluir estos datos en la fórmula y comparar los dos resultados, caen en el mismo rango de valoración (bueno, aceptable, malo) que se muestran en la Tabla 3.

Se desarrolló una tarjeta electrónica funcional que permitió graduar la altura del escalón utilizado en la prueba *Queen College*, complementándose con el trabajo desarrollado por el grupo interdisciplinar que permitió intercambiar conocimientos y experiencias que a la postre permitieron realizar un trabajo con mejores resultados, el cual se evidencia en la graduación de la altura del escalón gracias a dispositivos electrónicos que intervienen en su ejecución, de acuerdo con la fórmula validada para la altura en función de la longitud del fémur para la población.

Fue posible realizar una interfaz de usuario con la cual se puede controlar la ejecución de la prueba *Queen College* y que garantiza la correcta interacción entre el usuario y el sistema, proporcionando según los datos ingresados la medida del  $VO_2$  máx. del participante.

Según las pruebas desarrolladas en el laboratorio de análisis de marcha de la escuela de fisioterapia de la Universidad Industrial de Santander se logró comprobar la fiabilidad del prototipo, produciendo resultados similares aplicados a participantes bajo las mismas condiciones de operación.

## RECOMENDACIONES

Para trabajos futuros se recomienda acortar el tiempo de graduación de subida y bajada del escalón, ya que al realizarse un gran número de pruebas diarias el proceso se vuelve no muy práctico con respecto al tiempo de ejecución de cada prueba.

Siguiendo la tendencia de la electrónica de consumo se recomienda también adaptar la interfaz desarrollada en Qt, a dispositivos móviles como Tablet, PDAs, Smartphone, ya que este framework permite que con ligeros cambios en la programación desarrollada, conservando el código fuente, se pueda llevar de manera práctica la aplicación hacia estos dispositivos.

Dado el alcance de este proyecto y el estudio de análisis de mercado del prototipo desarrollado por el grupo interdisciplinar, este proyecto es viable para servir como iniciativa de emprendimiento hacia un mercado nuevo enfocado a empresas de fisioterapia, acondicionamiento físico, y centros de investigación en este campo.

## BIBLIOGRAFÍA

1. **Yoshiaki Hachiya, Ryutaro Arakawa, Minoru Fukui, Takashi Kunimatsu.** *Switching power supply device.* 7.348.766 B2 Japan, 25 de Marzo de 2008.
2. **Sparkfun.** RMCM01 datasheets Sparkfun . [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/General/RMCM01.pdf>.
3. —. Bluetooth Mate Gold . [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://www.sparkfun.com/products/9358>.
4. *The doctor will see you ALWAYS.* **Smith, Joseph M.** Octubre de 2011, IEEE Spectrum, Vol. 48 Issue:10 , págs. 56 - 62 . BioMedical. 12245419 .
5. *Validity of Queen's College step test for use with young Indian men.* **S Chatterjee, P Chatterjee, P S Mukherjee and A Bandyopadhyay.** 2004.
6. **Rovingnetworks.** Roving Networks Bluetooth™ Product User Manual. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/Bluetooth/rn-bluetooth-um.pdf>.
7. **Oracle.** Java™ Platform, Standard Edition 7. [En línea] [Citado el: 20 de Enero de 2012.] [docs.oracle.com/javase/7/docs/api/index.html](http://docs.oracle.com/javase/7/docs/api/index.html).
8. —. Java. [En línea] Oracle. [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://docs.oracle.com/javase/>.
9. **Miyuki Kanai, Hirokazu Fujimaki, Takeshi Shimizu.** *H-bridge circuit.* US 7.902.884 B2 Tokyo, 8 de Marzo de 2011.
10. *La capacidad aeróbica.* **Martinez, Elkin.** Medellin : s.n., Ene.-Dic. de 1985. Consultado 10 Enero de 2012. Disponible en <http://revinut.udea.edu.co/index.php/educacionfisicaydeporte/article/viewFile/4681/4114..>
11. *Cardiac frequency and blood pressure in different loads in the Cirilo's ergometer step test in active women.* **Maria do Socorro Cirilo de Sousa, Anderson Carlos Lourenço, João Agnaldo da Silva, Gigliola Cibele Cunha da Silva, Luciano Meireles de Pontes, Fábio Alexandre dos Santos Lira.** EISSN 1676-5133, 2006.

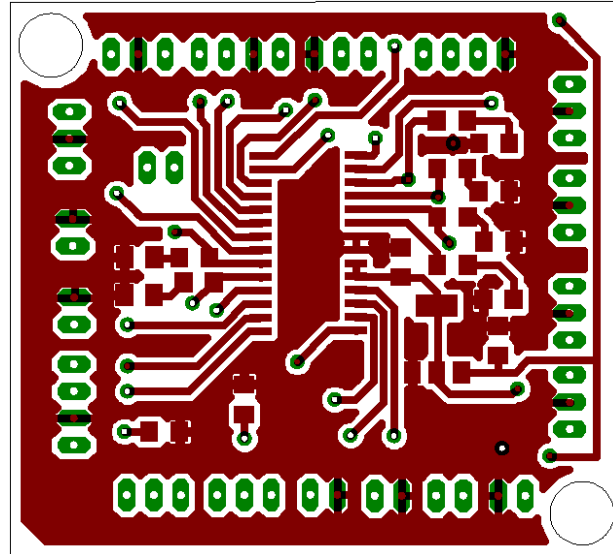
12. **López, Juan de Dios Sánchez.** Dispositivos electrónicos de potencia. *Dispositivos electrónicos de potencia*. s.l. : Universidad Autónoma de Baja California, 2002, pág. 57.
13. *A Simple Height-Specific and Rate-Specific Step Test for Children.* **Kennon Francis, Ronald Feinstein.** 2, Febrero de 1991, Southern Medical Journal, Vol. 84.
14. **Kelley, William N.** *Medicina Interna*. 2. Philadelphia : Médica Panamericana, 1993. pág. 294.
15. **J. Lopez Chicharro, A. Fernandez Vaquero.** *Fisiología del Ejercicio*. 3. Madrid : Medica Panamericana S.A., 2008.
16. **Isermann, Rolf.** *Mechatronic systems*. s.l. : Springer, 2005. pág. 624.
17. **Instruments, National.** Mecatrónica – Cinco Retos y Soluciones de Diseño para Constructores de Máquinas. *National Instruments*. [En línea] [Citado el: 20 de Enero de 2012.] <http://zone.ni.com/devzone/cda/tut/p/id/6350>.
18. **Inc., Polar Electro.** RMCM-01 Heart Rate Receiver. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/General/RMCM01.pdf>.
19. **Holy Stone Enterprise Co., Ltd.** SAW RESONATOR TRANSMITTER MODULE. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/General/MO-SAWR.pdf>.
20. —. ASK RECEIVER MODULE. [En línea] [Citado el: 2012 de Enero de 2012.] <http://www.sparkfun.com/datasheets/Wireless/General/MO-RX3400.pdf>.
21. **Heyward, Vivian H.** *Evaluación y prescripción del ejercicio*. Segunda. s.l. : Paidotribo, 2001.
22. **Heyward.** *Evaluación de la aptitud física y prescripción del ejercicio*. 5. Madrid : Medica Panamericana, 2008. pág. 30.
23. **Gil, Manuel Arasa.** *Manual de nutrición deportiva*. Badalona : Paidotribo, 2005. pág. 130.
24. **Freescale.** MC9S08QG8 Reference Manual. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] [http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/data\\_sheet/MC9S08QG8.pdf](http://www.freescale.com/files/microcontrollers/doc/data_sheet/MC9S08QG8.pdf).

25. —. MC9S08QE32RM Reference Manual. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.]  
[http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref\\_manual/MC9S08QE32RM.pdf](http://cache.freescale.com/files/microcontrollers/doc/ref_manual/MC9S08QE32RM.pdf).
26. —. Freescale. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.]  
<http://www.freescale.com/>.
27. **Florez, Claudia y Ortiz, Angela.** *Diseño y construcción de un equipo mecatrónico que integre los elementos de medición utilizados en la ejecución de la prueba Queen College.* Bucaramanga : s.n., 2010. págs. 1-279. Proyecto de Grado.
28. **Elena N. Tkatchouk, Tatiana N. Tsyganova, Regula Staebler.** *Ergometric device.* 5.207.623 4 de Mayo de 1993.
29. **danjuliodesigns.** Heart Rate Monitor Interface. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] [http://danjuliodesigns.com/sparkfun/hrmi\\_assets/hrmi.pdf](http://danjuliodesigns.com/sparkfun/hrmi_assets/hrmi.pdf).
30. **Corporation, Oracle.** MySQL. [En línea] <http://www.mysql.com/>.
31. **Bernard A. Sboor, Bernard A. Sboor.** *CYCLE ERGOMETER.* 2784591 California, 12 de Marzo de 1957.
32. **Angeles Moraga, Mario G Piattini.** *Calidad del producto y proceso software.* Madrid : Ra-Ma, 2010. pág. 665.
33. **Andrew Huszczuk, Steve Anderson.** *Cycle ergometer.* 5165278 24 de Noviembre de 1992.
34. **KYTO ELECTRONIC CO., LTD.** Specifications HRM-2805. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.]  
[www.kyto.cn.com/filedownload.php?file=/pic/1/syd/pic\\_file/file\\_e/HRM-2805%20manual.pdf](http://www.kyto.cn.com/filedownload.php?file=/pic/1/syd/pic_file/file_e/HRM-2805%20manual.pdf).
35. Solidworks. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2011.]  
[http://www.solidworks.com/sw/products/10169\\_ENU\\_HTML.htm](http://www.solidworks.com/sw/products/10169_ENU_HTML.htm).
36. **Nokia Corporation.** Qt SDK . [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.]  
<http://qt.nokia.com/products/>.
37. **Emilio Martinez Lopez.** *Prueba de aptitud fisica.* 1. Barcelona : Paidotribo, 2002. pág. 360.

38. Polar Accessories. *T31 coded transmitter*. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] [http://www.polar.fi/us-en/products/accessories/T31\\_coded\\_Transmitter](http://www.polar.fi/us-en/products/accessories/T31_coded_Transmitter).
39. **Oracle Corporation**. Netbeans. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://netbeans.org/>.
40. **KYTO ELECTRONIC CO., LTD.** Bluetooth heart rate monitor(HRM-2805). [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2012.] <http://www.kyto.cn.com/e/products/new-products/bluetooth-heart-rate-monitor.html>.
41. Ansys. [En línea] [Citado el: 10 de Enero de 2011.] <http://www.ansys.com/Products/Simulation+Technology/Structural+Mechanics>.

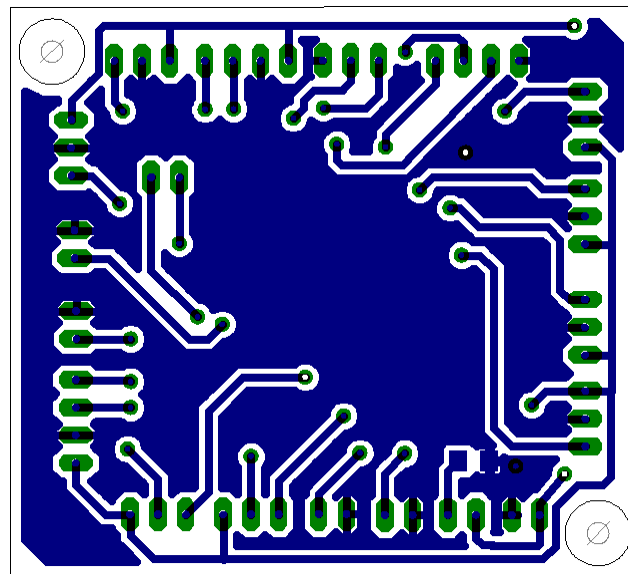


Figura 47. Layout tarjeta de control cara top



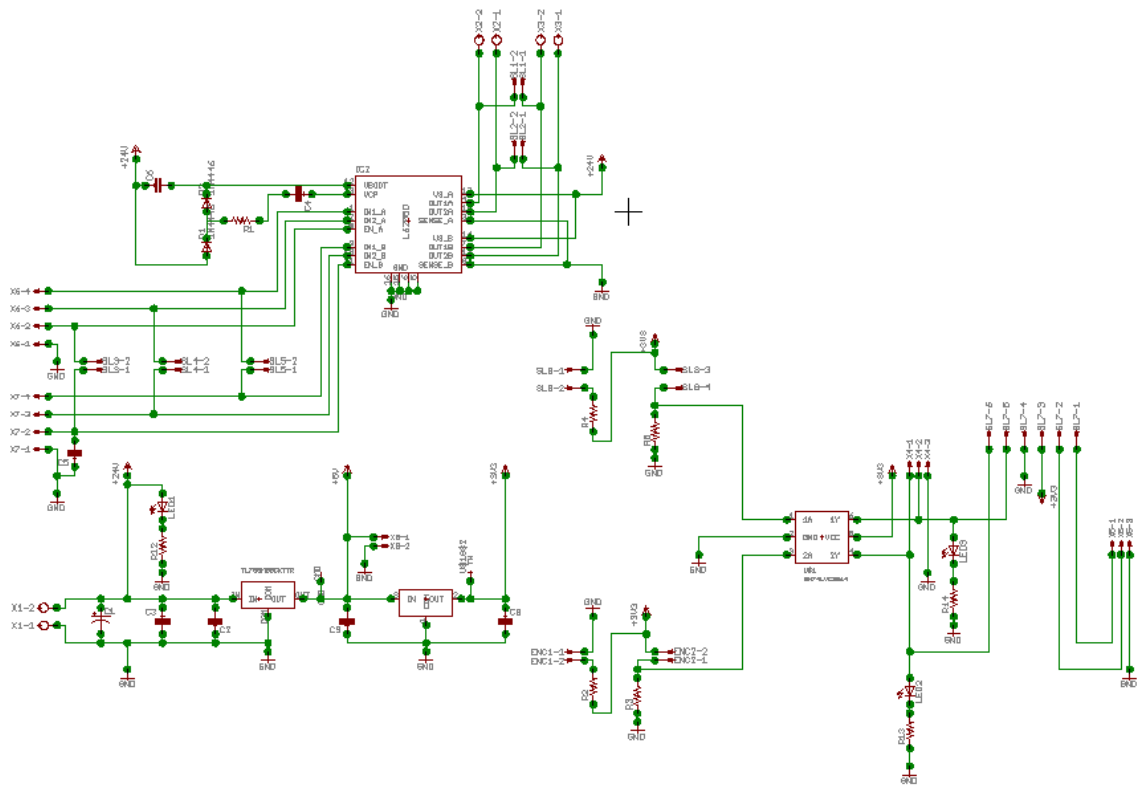
Fuente: Los Autores.

Figura 48. Layout tarjeta de control cara bottom



Fuente: Los Autores.

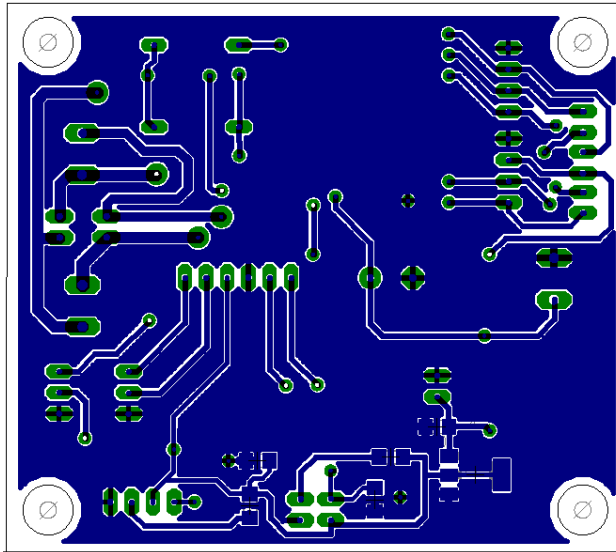
Figura 49. Circuito de potencia



Fuente: Los Autores.

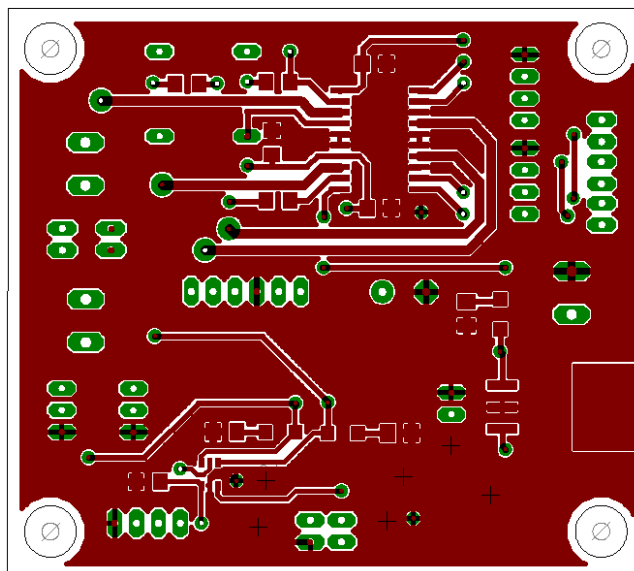
Nota: todas las imágenes se encuentran escaladas

Figura 50. Layout tarjeta de control cara top



Fuente: Los Autores.

Figura 51. Layout tarjeta de control cara bottom



Fuente: Los Autores.