DESARROLLO DE SISTEMA PORTABLE PARA LA MEDICIÓN DEL GASTO ENERGÉTICO

DAVID ALEXANDER URREGO HIGUITA

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA

FACULTAD DE INGENIERÍA

BIOINGENIERÍA

MEDELLÍN

2012

Desarrollo de Sistema Portable para la Medición del Gasto Energético

David Alexander Urrego Higueta

Práctica Académica

Modalidad Proyecto de Investigación

Grupo GIBIC

Asesores:

Juan Diego Lemos Duque

Docente Programa Bioingeniería

Investigador Grupo GIBIC

Gustavo Adolfo Meneses Benavides

Investigador Grupo GIBIC

Universidad de Antioquia

Facultad de Ingeniería

Bioingeniería

Medellín

2012

DEDICATORIA

Este trabajo esta dedico a toda mi familia, especialmente a mi madre, Doralba, que con sus consejos, dedicación y amor de madre, permitieron hacer de mí la persona que soy ahora. También a mi padre, León Dario Urrego Higueta que a pesar de que hace mucho no está entre nosotros, siempre nos dejo como ejemplo la dedicación, el empeño y amor por lo que se hace.

A todas las personas con las que viví, que fueron más allá de un compromiso y nunca me hicieron sentir como un extraño.

Por último a todos los que vienen de lejos, que dejan su hogar para luchar por un sueño, que muchas veces se siente solos, quienes los retos que representa la ciudad y la universidad parecen infranqueables pero que con la ayuda de todas las personas buenas a las que también quiero dedicar este trabajo, permiten que todo sea mejor.

AGRADECIMIENTOS

Durante el desarrollo de este proyecto, participaron gran cantidad de personas, que con sus consejos y ayuda permitieron dar finalidad a este trabajo. Primero debo agradecer a las personas que inicialmente participaron en el desarrollo del proyecto, al Ing. Johman Ardila, a la Bioing. Maria Bernarda Salazar y la Bioing. Sandra Arias, los cuales aportaron de forma determinante para definir un modelo conceptual y un primer prototipo definitivo para este proyecto. Al grupo de investigación GIBIC y a todos sus miembros, una entidad de la cual me siento orgulloso de haber pertenecido y la cual jugará un papel protagónico en el desarrollo del país en el campo de la Bioingeniería. Al profesor Mauricio Hernández, director del grupo de investigación GIBIC, quien con su guía y visión permitieron abordar los retos a veces infranqueables que se presentaron durante su desarrollo. A mis asesores Juan Diego Lemos Gustavo Meneses y Maria Bernarda Salazar, por fomentaron mi creatividad y capacidad de aprendizaje, además de la incalculable paciencia y esfuerzo para calificar este trabajo más allá de sus deberes y responsabilidades.

A los profesores que jugaron un papel protagónico en mi formación como profesional en Bioingeniería, Marcela Escobar, Juan José Pavón, Claudia Ossa, Mauricio Hernández, Ana Maria Torres, Daniel Agudelo, Fabian Guerra, Luis Carlos Alvarez, Javier García Ramos, Juan Diego Lemos, Jorge Mario Uribe, Cesar García, Alvaro Gaviria, Nicolas Posada, Martha Salgar, Carlos Mario Ruiz, Liliana Restrepo, Aldo Benavides, John Fredy Ochoa y todos aquellos a los que mi memoria no me permite rememorar. Quisiera destacar a la profesora Claudia Ossa, que a pesar que no trabaja en mi área de énfasis, fue más que una asesora y docente, siempre tuvo la paciencia, la disposición para escucharme y el valor para orientarme durante el desarrollo de mi carrera.

A los grandes amigos y compañeros que me deja esta experiencia y de los cuales me faltaría tiempo y espacio para plasmar todas las cosas buenas que me dieron, Sandra Arias, una persona maravillosa y llena buena energía, a Zulma Londoño, confidente y una excelente profesional, a Natalia Ríos, una persona llena de alegría, a Maria Bernarda Salazar, amiga a la cual le debo mi respeto, admiración y amistad, a Juan Diego Lemos, cuyo ingenio siempre me inspiro, por último a los demás que me limito en mencionar, ya que necesitaría un millón de hojas para plasmar mi alegría y agradecimiento con ellos, Ana Cañas, Jon Edinson Duque, John Fredy Ochoa, Carlos Sarmiento, Giovanna Marín, Javier Esteban García, Sara Duque, Jenny Aristizabal, Daniel Estrada, Andrés Vallejo, Jazmín Gonzales, Natali Mesa, Fabian Castaño, Jhon Jairo Velasquez, Nataly Salcedo y a todos los que dejo de mencionar, que llenaron mis días de oscuridad con luz, los cuales tienen un lugar muy especial en mi corazón y a todas las personas excelentes y buenas que me encontré durante mi carrera, un tesoro incalculable del cual estoy infinitamente agradecido.

CONTENIDO

CONTENIDO	5
ÍNDICE DE TABLAS	9
ÍNDICE DE FIGURAS	11
ÍNDICE DE ANEXOS	15
1. RESUMEN	16
2. INTRODUCCIÓN	17
3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	18
4. ANTECEDENTES	20
5. JUSTIFICACIÓN	22
6. OBJETIVOS	23
6.1. OBJETIVO GENERAL	23
6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS	23
7. METODOLOGÍA	24
7.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA	24
7.2. CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO	26
7.3. OPTIMIZACIÓN	27
7.4. APLICACIÓN COMPUTACIONAL	27
7.5. VALIDACIÓN DEL SISTEMA	28
8. MARCO TEÓRICO	30
8.1. SISTEMA RESPIRATORIO	30
8.1.1. Mecánica de la ventilación pulmonar	31
8.1.2. Intercambio gaseoso	32
8.1.3. Transporte de los gases	33
8.1.4. Sistema de control de la respiración	34
8.1.5. Variables del sistema respiratorio	35
8.1.5.1. Variables ventilatorias	35
8.1.5.2. Variables de gases	36
8.1.5.3. Variables derivadas	37

8.1.5.4.	Consideraciones para la medición de las variables ventilatorias	40
8.2.	SISTEMA CARDIOVASCULAR.....	41
8.2.1.	Variables del sistema cardiovascular.....	42
8.2.1.1.	Frecuencia cardíaca.....	42
8.2.1.2.	Gasto cardíaco	43
8.2.2.	Evaluación del estado físico	44
8.2.2.1.	Pruebas de esfuerzo	45
8.2.2.2.	La estimación del consumo máximo de oxígeno ($VO_{2\max}$)	46
8.3.	SISTEMA ENERGÉTICO DEL CUERPO	46
8.3.1.	La energía de los alimentos	47
8.3.2.	Utilización de la energía	47
8.3.3.	Requerimientos energéticos diarios	48
8.3.3.1.	Gasto energético basal	49
8.3.3.2.	Gasto energético en reposo	49
8.3.3.3.	Efecto térmico de los alimentos	50
8.3.3.4.	Gasto energético en la actividad	50
8.4.	MÉTODOS PARA MEDIR EL GASTO ENERGÉTICO	51
8.4.1.	Métodos predictivos.....	51
8.4.1.1.	Ecuaciones para estimar el gasto energético.....	52
8.4.1.2.	Auto-informe	53
8.4.2.	Métodos estimativos	54
8.4.2.1.	Acelerómetros.....	54
8.4.2.2.	Frecuencia cardíaca.....	56
8.4.2.3.	Combinación de metodologías	56
8.4.3.	Métodos de medición	57
8.4.3.1.	Agua doblemente marcada.....	57
8.4.3.2.	Calorimetría directa	58
8.4.3.3.	Calorimetría indirecta.....	59
9.	RESULTADOS Y DISCUSIÓN.....	62
9.1.	EQUIPO	62
9.1.1.	Sistema electrónico.....	63
9.1.1.1.	Fuente de alimentación.....	63
9.1.1.2.	Acondicionamiento de señales.....	65
9.1.1.3.	Control de cargas	68
9.1.1.4.	Alternativas.....	69
9.1.1.4.1.	Circuito ECG.....	69
9.1.1.4.2.	Acelerómetro.....	70

9.1.1.5.	Comunicación	70
9.1.1.5.1.	Serial	70
9.1.1.5.2.	USB Host	71
9.1.1.5.3.	Miwi	71
9.1.1.5.4.	EEPROM	71
9.1.1.6.	Diseño y construcción del PCB	73
9.1.2.	Circuito Neumático	75
9.1.2.1.	Sistema de muestra	75
9.1.2.2.	Sistema de acople	76
9.1.2.3.	Simulaciones	79
9.1.3.	Carcasa	81
9.1.3.1.	Cámara de gases	84
9.1.4.	Características del equipo	84
9.2.	OPTIMIZACION DEL SISTEMA	88
9.2.1.	Registro de los sensores	88
9.2.2.	Descripción del ciclo de muestro	90
9.2.3.	Firmware de control	91
9.2.3.1.	Inicio y control de estado	91
9.2.3.2.	Ciclo de muestreo	93
9.2.3.3.	Frecuencia respiratoria	94
9.3.	APLICACIÓN COMPUTACIONAL	95
9.3.1.	Panel antropométrico	95
9.3.2.	Panel Monitor	100
9.3.3.	Panel Servicio	103
9.3.4.	Archivo de almacenamiento	105
9.3.4.1.	Procesamiento datos registrados	106
9.3.4.2.	Análisis de volumen y energía	107
9.3.4.3.	Análisis de gases	108
9.3.4.4.	Volumen bomba	109
9.4.	PRUEBAS DE VALIDACIÓN	113
9.4.1.	Pruebas de los sensores	113
9.4.1.1.	Sensores de gases	114
9.4.1.1.1.	Diseño de las pruebas de los sensores de gases	114
9.4.1.1.2.	Vaciado cámara	115
9.4.1.1.3.	Equilibrio de la cámara	119
9.4.1.2.	Sensor de flujo	121
9.4.1.2.1.	Jeringa de calibración	122
9.4.1.2.2.	Diseño de pruebas sobre el sensor de flujo	123
9.4.1.2.3.	Pruebas	124

9.4.1.2.4.	Análisis de datos.....	126
9.4.2.	Pruebas de medición del gasto energético	131
9.4.2.1.	Evaluación del consumo de energía en actividades en reposo	133
10.	CONCLUSIONES Y EXTENSIONES FUTURAS.....	134
10.1.	CONCLUSIONES DEL PROYECTO	134
10.2.	CONSIDERACIONES SOBRE EL PROYECTO	135
10.2.1.	Equipo.....	135
10.2.2.	Firmware.....	137
10.2.3.	Aplicación.....	137
10.2.4.	Validación.....	138
10.3.	APORTES MÁS IMPORTANTES.....	138
10.4.	EXTENSIONES FUTURAS.....	139
11.	REFERENCIAS.....	142
12.	ANEXOS	148
	Anexo I. Tipos de Nutrientes.....	149
	Anexo II. Protocolos de esfuerzo.....	151
	Anexo III. Ficha Análisis de Mercado.....	154
	Anexo IV. Ficha diseño de producto.....	159
	Anexo V. Dispositivos Utilizados	163
	Anexo VI. Herramientas utilizadas	167
	Anexo VII. Consideraciones para el diseño del PCB.....	169
	Anexo VIII. Protocolos de calibración.	175
	Anexo IX. Protocolos medición del gasto energético en reposo	181
	Anexo X. Ensamble del prototipo	185

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1. Principales variables del sistema respiratorio, símbolos y rangos fisiológicos, tomado y modificado de [23][27][29][30][31].	38
Tabla 2 . Factores de conversión de gases (Volumen y flujo) tomado de [30]	39
Tabla 3. Características del sistema respiratorio, número de Reynolds, tomado de [23].	40
Tabla 4. Valoración del estado físico, discriminado por la edad y el sexo. Las unidades de la tabla están en MET($\text{ml} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}$) tomado de [41].	44
Tabla 5. Ecuaciones para determinar el consumo de oxígeno en diferentes tipos de pruebas. Tomado y modificado de [42].	46
Tabla 6. Ecuaciones predictivas para el gasto energético en basal, tomada y modificada de [55]. Donde W corresponde al peso (kg); H la altura (cm); A edad(años); O obesidad, ausente O=0, presente O=1; para convertir de MJ a kcal, se multiplica por 239.	52
Tabla 7. Modelos de predicción típicos de los acelerómetros comerciales, tomado de [58]. Donde N corresponde al número de pruebas, C_N son las cuentas (cuentas/min), BW masa corporal y CV coeficiente de variación.	55
Tabla 8. Equivalentes calóricos del coeficientes respiratorio y la utilización de sustratos, tomado de [68].	60
Tabla 9. Ventajas y limitaciones de los métodos de evaluación del gasto energético, tomado y modificado de [55].	61
Tabla 10. Dispositivos utilizados para el diseño y construcción del equipo	63
Tabla 11. Consumo de corriente máximo de los elementos electrónicos.	64
Tabla 12 . Selección de elementos para las fuentes de 5.0V y 3.3V.	65
Tabla 13. Tipo de señales de los dispositivos de sensado, rango, acondicionamiento utilizado y precisión sobre las señales.	66
Tabla 14. Consideraciones simulación en SolidWorks, con la herramienta Flowxpress.	80
Tabla 15 . Comparación del prototipo E2-node con los equipos comerciales K4b2 y Oxycon Mobile.	87
Tabla 16. Estados de la cámara en el muestreo del gas atmosférico y exhalado, se determina el valor promedio, la desviación estándar de la señal y el tiempo de respuesta al 99,9% del valor promedio.	89
Tabla 17. Comportamiento de la señal de flujo, offset y desviación de la señal, estados de la cámara en el muestreo del gas exhalado, se determina el valor promedio, la desviación estándar de la señal.	90
Tabla 18. Etiquetas del archivo utilizado para el registro de las variables del prototipo.	98
Tabla 19. Etiquetas del archivo utilizado para el registro de las variables del prototipo en el panel del monitor.	101
Tabla 20. Etiquetas del archivo utilizado para el registro de las variables del prototipo en el panel de servicio.	103

Tabla 21. Columnas adicionales sobre la hoja de los datos generados por el prototipo, para el análisis de los volúmenes y la concentración de gases.	106
Tabla 22. Columnas sobre la hoja “Análisis_Volumen” donde se determina el consumo de energía por cada una de las exhalaciones registradas.	107
Tabla 23. Columnas sobre la hoja “Análisis_Gases” donde se determina el consumo de energía por cada uno de los muestreos realizados por la bomba.	108
Tabla 24. Matriz del volumen O_2 , posibles volúmenes movilizados por la bomba y rango fisiológico del O_2 , que reconstruye el estado actual de la cámara $O_{2_C} = 19.92\%$ a partir del estado anterior $O_{2_i} = 20.36\%$, se marcan las casillas donde la diferencia con el estado actual de la cámara sea menor a 0.01.	109
Tabla 25. Matriz del volumen CO_2 , posibles volúmenes movilizados por la bomba y rango fisiológico del CO_2 , que reconstruye el estado actual de la cámara $CO_{2_C} = 0.96\%$ a partir del estado anterior $CO_{2_i} = 0.59\%$, se marcan las casillas donde la diferencia con el estado actual de la cámara sea menor a 0.01.	110
Tabla 26. Tabla con los valores de concentración de gases seleccionados de acuerdo a los criterios sobre las matrices, que cumplen con el valor del rango fisiológico para el RER.	111
Tabla 27. Matriz del coeficiente respiratorio RER a partir del rango de las concentraciones fisiológicas.	112
Tabla 28. Registro de los valores del vaciado de la cámara de gases, se establecen los cambios del volumen determinados por cada sensor y el volumen de la cámara en la prueba de exhalación.	116
Tabla 29. Registro de los valores del vaciado de la cámara de gases, se establecen los cambios del volumen determinados por cada sensor y el volumen de la cámara en la prueba del CO_2 sólido.	119
Tabla 30. Registro de los tiempo de estabilización de la concentración de la cámara durante diferentes pruebas de equilibrio.	120
Tabla 31. Resultado prueba de calibración sensor de flujo en la configuración salida de la jeringa calibración.	127
Tabla 32. Resultado prueba sensor de flujo en la configuración de exhalación con de la jeringa de volumen, todos los valores estan representados en mL.	128
Tabla 33. Resultado prueba del sensor de flujo en la configuración entrada de la jeringa de volumen, todos los valores estan representados en mL.	129
Tabla 34. Resultado prueba del sensor de flujo en la configuración de exhalación para evaluar la turbulencia, todos los valores estan representados en mL.	130
Tabla 35. Tabla de los posibles valores de energía para el rango de las O_2 y CO_2 fisiológico los datos se establecen en kcal/min.	131
Tabla 36. Calculo de energía y la incertidumbre sobre el valor de acuerdo las matrices de volumen y coeficiente respiratorio.	132
Tabla 37. Resultado consumo de energía en los protocolos de actividad en reposo.	134
Tabla 38. Consideraciones sobre el proyecto.	135

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Revisión bibliográfica para determinar el diseño del prototipo	25
Figura 2. Flujo de información, adquisición, despliegue y almacenamiento.	28
Figura 3. Diagrama de validación estados en reposo.	28
Figura 4. Diagrama de pruebas sobre los sensores de gases y flujo.	29
Figura 5. Diagrama del sistema respiratorio. Tomado y modificado.	30
Figura 6. Esquema de los movimientos respiratorios y las estructuras que intervienen. Tomado de [22].	31
Figura 7. Diagrama del intercambio respiratorio, donde se observan las presiones parciales que permiten el movimiento del gas entre el alvéolo y el capilar. Tomado y modificado de [22] y [25].	32
Figura 8. Esquema del transporte de los gases y su intercambio con el tejido. Tomado y modificado de [25] y [26].	33
Figura 9. Diagrama del control respiratorio, tomado y modificado de [20].	34
Figura 10 . Diagrama del sistema circulatorio, tomado de [26].	41
Figura 11. Respuesta en frecuencia de la de los monitores ECG, tomado de [36].	42
Figura 12. Diagrama de la utilización del ATP, tomado y modificado de [45]	48
Figura 13 . Componentes del gasto energético total diario, tomado y modificado de [44].	48
Figura 14. Componentes del gasto energético diario y los métodos de medición para acceder a ellos, tomado y modificado de [44][50].	51
Figura 15. Acondicionamiento entrada ADC	66
Figura 16. Filtro pasabajas tipología Sallen Key.	67
Figura 17. Amplificador tipo diferencial.	67
Figura 18. Control de la activación del sensor O ₂ y la resistencia de sensado.	68
Figura 19. Control de la activación del sensor CO ₂ y la resistencia de sensado.	68
Figura 20. Diagrama del circuito de frecuencia cardíaca.	69
Figura 21. Diagrama esquemático del PCB	72
Figura 22. Capa superior del PCB con los dispositivos principales	73
Figura 23. Capa inferior del PCB con los dispositivos principales	74
Figura 24. Rutas y planos de tierra de la capa superior(rojo).	74
Figura 25. Rutas y planos de tierra de la capa inferior(azul).	74
Figura 26. Diagrama sistema de muestreo.	76
Figura 27. Sistema de desecación, el cual se compone del intercambiador de humedad y los acoples para el ajuste a la tubería estándar.	76
Figura 28. Diseño esquemático del acople máscara, se observa el detalle de los orificios que permite organizar el flujo que atraviesa el sistema.	77

Figura 29 Diseño esquemático del acople sensor.	77
Figura 30. Diagrama Sistema de Acople, se observa el detalle de las conexiones del sistema de muestra y el sensor, las cuales van hacia los acoples rápidos sobre la carcasa.	78
Figura 31. Mascara de gases y sistema de acople	78
Figura 32. Sistema de acople sin vías,.....	79
Figura 33. Sistema de acople con vías.	79
Figura 34. Resultado de la simulación del sistema con vías en FloXpress.	80
Figura 35. Resultado de la simulación del sistema sin vías en FloXpress.	80
Figura 36. Vista de la carcasa, la parte frontal se puede observar la interface de usuario, con el espacio para los diferentes sistemas y las marcas representativas.	81
Figura 37. Vista interna de la carcasa y detalle de los sistema de sujeción, pilares y pestañas, diseñados para limitar el movimiento de las piezas en los 3 ejes.	82
Figura 38. Vista de la caja del PCB y de la tapa. Se observa los orificios para los pilares para la tarjeta, los orificios para las conexiones con la carcasa y los espacios por los cuales se conectan los dispositivos.	82
Figura 39. Vista y descripción de las partes de la interfaz de usuario y la conexión del circuito ECG y las salidas neumáticas a la atmósfera.	83
Figura 40. Vista de la tapa superior del prototipo, se observa el detalle de las pestañas, lo que permite cerrar el interior de la carcasa.	83
Figura 41. Detalle de la cámara de gases, donde se aprecia las conexiones neumáticas, los orificios y los pilares para ajuste de los sensores de gases.	84
Figura 42. Imagen explosionada del prototipo final, donde se puede observar cada uno de los sistemas para su ensamble final.	85
Figura 43. Esquema del ensamble del prototipo, se observa la ubicación de los componentes internos, los botones, los acoples y las tapas.	86
Figura 44. Imagen renderizada del prototipo final E2-node.....	87
Figura 45. Respuesta de los sensores de gases durante tres muestras de aire exhalado y tres muestras de aire atmosférico. La línea de rojo corresponde a los valores del oxígeno, la línea azul la concentración del dióxido de carbono, y la línea punteada corresponde a los diferentes estados I-VII.	88
Figura 46. Respuesta de los sensores de gases durante tres muestras de aire exhalado. La línea de rojo corresponde a los valores del oxígeno, la línea azul la concentración del dióxido de carbono, verde a la señal de flujo y la línea punteada corresponde a los diferentes estados I-IV.	89
Figura 47. Activación de la bomba(rojo) y la electroválva(verde) durante un pico espiratorio, la diferencia entre su activación es de 0.3s.	91
Figura 48. Procesos de inicio y estado del microcontrolador.	92
Figura 49. Diagrama del ciclo de muestreo.	93
Figura 50. Algoritmo para la determinación del la frecuencia respiratorio.	94
Figura 51. Imagen del panel de antropometría de la aplicación.	96

Figura 52. Imagen de parte del diseño en bloques del panel de antropometría.	97
Figura 53. Secuencia de la etiqueta del archivo de parámetros y variables registrados en el panel de antropometría, donde se utiliza el bloque Write To Spreadsheet File a partir de varios parámetros.	98
Figura 54. Imagen del panel monitor de la aplicación.	99
Figura 55. Secuencia de control de estado del panel del monitor.	100
Figura 56. Configuración del puerto serial y secuencia que marca el archivo de almacenamiento.	101
Figura 57. Estructura del despliegue y almacenamiento de información en el panel monitor.	102
Figura 58. Secuencia lectura sobre el puerto, espera de los datos y visualización de la frecuencia respiratoria.	103
Figura 59. Imagen del panel de servicio de la aplicación.	104
Figura 60. Sistema de cambio de estado del panel de servicio.	105
Figura 61. Ejemplo de selección de las parejas de gases que cumplen las condiciones en volumen y estado de la cámara. La línea verde corresponde a la relación de volumen, la línea roja al O_2 y la azul al CO_2	111
Figura 62. Diagrama del montaje de la prueba de gases con la utilización de CO_2 sólido.	115
Figura 63. Vaciado de la cámara de gases en la prueba de exhalación. La línea roja corresponde al valor del sensor de O_2 y la línea azul al sensor de CO_2	116
Figura 64. Imagen del montaje para la prueba con el CO_2 sólido.	117
Figura 65. Vaciado de la cámara de gases en la prueba del CO_2 sólido. La línea roja corresponde al valor del sensor de O_2 y la línea azul al sensor de CO_2	118
Figura 66. Equilibrio de la cámara de gases a partir de la información del sensor de O_2 , donde se establece como el punto de estabilización el 99% del valor de la concentración atmosférica (20.736%)	120
Figura 67. Esquemático de la jeringa de calibración Hans Rudolph 5530.	122
Figura 68. Montaje de las pruebas del sensor de flujo y conexiones al prototipo E2-node. Prueba de exhalación (I), inhalación (II) y turbulencia (III). En la conexión el sistema de muestra se utiliza el acople de la máscara y acople del sensor.	123
Figura 69. Gráfico de las pruebas sobre el rango del sensor, en ambas direcciones. El primer eje corresponde a la línea azul en el rango de 0-200L/min y el segundo eje a la línea roja con un 0-100L/min.	124
Figura 70. Montaje alternativo de la prueba, solo se utiliza el acople del sensor.	124
Figura 71. Imagen del montaje de las pruebas de calibración del sensor de flujo.	125
Figura 72. Esquema del sistema de acople, conectado a la jeringa de calibración, el elemento utilizado para generar la turbulencia, donde a partir de una simulación de las condiciones se observa las líneas de distribución del aire a través de la pieza irregular.	126
Figura 73. Imagen de la pieza utilizada para generar la turbulencia en la boquilla de la jeringa de calibración, (I) vista frontal, (II-III) vista lateral.	130

Figura 74. Registro de las variables ventilatoria (verde), O_2 (roja) y CO_2 (azul), durante la utilización del protocolo del efecto térmico de los alimentos.	133
Figura 75. Consumo de energía en cada ciclo respiratorio.	133

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo I. Tipos de Nutrientes	149
Anexo II. Protocolos de esfuerzo	151
Anexo III. Ficha Análisis de Mercado	154
Anexo IV. Ficha diseño de producto	159
Anexo V. Dispositivos Utilizados	163
Anexo VI. Herramientas utilizadas	167
Anexo VII. Consideraciones para el diseño del PCB	169
Anexo VIII. Protocolos de calibración.....	175
Anexo IX. Protocolos medición del gasto energético en reposo	181
Anexo X. Ensamble del prototipo	185

1. RESUMEN

Todo sistema vivo consume energía para sus procesos de crecimiento y desarrollo, en el ser humano se convierte en un paradigma de investigación, donde se busca determinar la interacción del hombre con su entorno y la transformación de la energía proveniente de los alimentos.

Para su estudio existen diferentes técnicas las cuales se diferencian en su nivel de especialización, costo y precisión, estas se dividen en predictivas, estimativas y de medición. Para este proyecto se desarrolla un sistema que busca determinar el consumo de energía durante diferentes estados, debido a la variabilidad de condiciones en la que se desenvuelve el estudio del consumo de energía, se establecen diferentes técnicas como la calorimetría indirecta y se definen las condiciones para la evaluación por medio de acelerómetros y la estudio de la frecuencia cardíaca, donde se hace un registro de las variables relacionadas a través de una aplicación computacional

Por último se evalúa el comportamiento del prototipo en diferentes estados en reposo, además de la evaluación de los sensores utilizados en la calorimetría indirecta, donde se definen pruebas de evaluación de los sensores de gases y protocolo de calibración para el sensor de flujo.

2. INTRODUCCIÓN

Los seres humanos mantenemos una constante actividad física la cual cambia en naturaleza e intensidad de acuerdo a nuestras necesidades como seres vivos y a nuestra función en la sociedad y en la cultura en que vivimos. Para cubrir las necesidades energéticas derivadas de la vida cotidiana, el ser humano recurre a una gama de alimentos, siendo de importancia los básicos que cubren los requerimientos energéticos del organismo.

Para el cálculo del consumo energético de un individuo, se tienen métodos no muy estructurados, en los cuales por ejemplo, se hace una estimación de las actividades del individuo durante el día y dependiendo de éste se estima su consumo diario. Otros métodos utilizan equipos electrónicos para hacer seguimiento de ciertas variables, como el movimiento y la actividad cardíaca. Sin embargo estos estudios no dejan de ser aproximaciones, y puede variar bastante entre individuos, genero, razas, incluso bajo ciertas condiciones patológicas.

Otros métodos más sofisticados implican la medición de variables corporales, por ejemplo en la calorimetría indirecta se utilizan la medición del consumo de oxígeno (VO_2) y la producción de CO_2 (VCO_2), la cual da una estimación más aproximada de la energía que se esté gastando en cierta actividad, siendo este un método muy factible y preciso en condiciones de trabajo de campo.

En el grupo de investigación de Bioelectrónica e Ingeniería Clínica (GIBIC) se han desarrollado proyectos enfocados en este paradigma, donde se busca monitorizar variables fisiológicas en sistemas vestibles y portables. Este proyecto surge entonces de la relación entre el GIBIC y el Grupo de Investigación de Medio Ambiente y Sociedad (MASO) que busca desarrollar un sistema portable para la estimación del gasto energético, para estudios en ecología humana y nutrición.

3. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

En la actualidad el estudio del metabolismo humano se ha convertido en una herramienta no sólo de investigación clínica, sino que ha trascendido al campo de las ciencias sociales, ya que el mundo está aquejado por innumerables problemas nutricionales. En países como Colombia en vías de desarrollo se puede ver los dos extremos de este campo de estudio, la desnutrición y la obesidad, el cual se puede englobar en un término, más general como la malnutrición [1].

Dentro de los objetivos del milenio, la alimentación es un punto central, ya que a partir de un conocimiento a fondo las necesidades nutricionales se pueden desarrollar estrategias para combatir este mal [2]. Para el estudio nutricional existen una gran variedad de métodos para medir el consumo energético de una persona, los primeros se agrupan en las *predicciones*, donde ciertas ecuaciones establecen el consumo con base en medidas antropométricas, edad, género, actividad [3].

Este tipo de predicciones no son exactas y en muchos casos varían enormemente de las necesidades energéticas del individuo, si a esto se le suma la gran variedad de razas y grupos de poblaciones que existen en Colombia, esta opción no es la mejor para determinar las necesidades energéticas de la población.

Otro grupo de métodos utilizan técnicas de *estimaciones* para determinar el gasto energético, entre los cuales se puede mencionar, sistemas de actividad, basados en acelerómetros, sistemas electrónicos, donde se mide la frecuencia cardíaca [4] y sistemas de temperatura, donde se determina el consumo de energía a través de la medición de la temperatura corporal [5].

Estos métodos son asequibles y fáciles de implementar, pero estos necesitan una previa calibración con sistemas de medición más especializados. En el último grupo se tiene a los *sistemas de medición*, los cuales establecen el consumo calórico a través de la medición de diferentes variables, el primero de ellos es la calorimetría directa, aquí el individuo se ingresa a una cámara, del tamaño de una habitación pequeña, esta tiene un sistema aire acondicionado especializado, el cual permite medir la cantidad de aire circulante, además de la temperatura que se genera en la cámara [6].

La producción de calor se relaciona directamente con el consumo energético por lo tanto se puede dar una medición precisa de este. El segundo método es la calorimetría indirecta, en la cual se analiza el aire que entra y sale de los pulmones, en particular se mide el porcentaje de oxígeno, de dióxido de carbono y de volumen movilizado [7]. El volumen ventilado de estos gases da una medida directa del gasto energético del individuo.

El último método se llama el agua doblemente marcada, donde se utiliza agua marcada con isótopos, junto con solución marcada de bicarbonato sódico, la cual es consumida, por un periodo de 2 semanas, se analiza el intercambio estas sustancias, lo cual permite una medición precisa del consumo energético [8].

Estos tipos de métodos son los más exactos pero son los más caros y difíciles de implementar. Los equipos utilizados para la medición del gasto energético son en su gran mayoría dispositivos portátiles orientados a la medicina deportiva [9], su costo es elevado, y la tecnología implicada es cerrada, lo cual conlleva restricciones para la realización de investigaciones, controles de calibración y mantenimiento.

4. ANTECEDENTES

La medición del gasto energético es de gran interés para estudios de nutrición y desempeño deportivo, debido a que estos permiten determinar el comportamiento de un individuo a diferentes tipos de estímulos. En el mercado mundial se encuentran diferentes productos para realizar estudios relacionados con la nutrición, de estos se seleccionaron los dos equipos más importantes en los cuales se utiliza la técnica de calorimetría indirecta y que tienen relación con la investigación en las áreas del deportes y la nutrición.

El primero de estos equipos es el Oxycon Mobile, comercializado por la empresa CareFusion de Alemania, está conformado por tres tipos de sensores: flujo, O_2 y CO_2 , con los cuales se pueden establecer las variables para la medición de la calorimetría indirecta. Adicional a esto, este dispositivo utiliza un sistema de telemetría y puede adicionar la medición de la frecuencia cardiaca, ECG de 12 derivaciones y un sistema para medir la saturación de O_2 . La ventaja de este equipo es su portabilidad, por lo tanto posibilita la realización de estudios bajo diferentes condiciones fuera de un laboratorio[10].

El segundo equipo es el K4b2, desarrollado por la empresa Cosmed de Italia, es el equipo que se utiliza con referencia en una gran cantidad de investigaciones en actividad y comportamiento humano, incluso es ampliamente utilizado para la validación de otros tipos de equipos como monitores de actividad que se desarrollan para la estimación del gasto energético [11][12]. Este dispositivo cuenta con un sensor de flujo, un sensor de O_2 y un sensor de CO_2 , además integrado al sistema tienen la opción de medición de saturación de oxígeno, un sistema integrado GPS, ECG de 12 derivaciones y un sistema de telemetría.

En términos generales los equipos mencionados tienen características muy similares, en donde se busca caracterizar el comportamiento de cuerpo humano, a través de la técnica de la calorimetría indirecta. Aunque en estos no se observa la integración de otro tipo de información, como por ejemplo la relación de la actividad en la vida diaria, a través de acelerómetros, la frecuencia cardiaca y el consumo de energía [13][14].

Basado en la revisión de las patentes registradas en los últimos años se observan mejoras en la técnica de la calorimetría indirecta, donde se utiliza equipos de menor tamaño y que se pueden adecuar a sistemas ya desarrollados [15], en el cual se encuentran sensores de gases O_2 y CO_2 , un sensor de flujo, temperatura, sistema para transmitir la información y recibir de un dispositivo de frecuencia cardiaca, las ventajas de este es su bajo peso y adecuación a diferentes tipos de pruebas, sin ninguna tipo de interferencia que afecte la prueba que se esté realizando.

Los próximos desarrollos se enfocan en la utilización de estos sistemas en la evaluación y las interacciones del sujeto con su entorno [16], en donde la evaluación múltiples parámetros, se establece como es el comportamiento del sujeto y de esta determinar cuál es el gasto de energía en el diario vivir. En donde se utiliza una combinación de diferentes técnicas ampliamente estudiadas, para determinar desde diferente puntos de vista el consumo de energía, como por ejemplo la medición de la actividad, a través de acelerómetros y la determinación del comportamiento del sistema cardiovascular con la medición de la frecuencia cardíaca [17], de esta forma encontrado la relación entre la frecuencia cardíaca, la acelerometría y el consumo de energía.

Asociado a esto cada vez se observa una tendencia a la integración de tecnología móviles [18], donde se puede hacer una evaluación de diferentes fuentes como monitores de actividad, frecuencia de participación en sistemas como Facebook o Twitter, evaluación de niveles de estrés como monitores de frecuencia, el peso de la persona, perfiles de comportamiento a través de auto reportes y todo combinado puede mostrar la conducta de un individuo, como utiliza su energía y la relación con su entorno.

Finalmente se puede determinar que la tendencia del estudio del gasto energético se enfoca en el desarrollo de sistemas que evalúen diferentes tipos de variables, como la calorimetría indirecta, el análisis de la actividad con acelerómetros y los cambios en la frecuencia cardíaca. Todo lo anterior con el fin de construir macromodelos que determinen la información que puede ser extraída de todos los datos registrados y que le aporten al usuario herramientas para hacer los cambios que él o su médico requieran para mejorar su calidad de vida.

5. JUSTIFICACIÓN

Los estudios sobre ecología humana y nutrición enfrentan retos importantes en la actualidad: situaciones de hambre, deterioro de los ecosistemas, y desarrollo de metodologías integrales. En este enfoque se presenta la necesidad de características especiales que puedan ser desarrollados y mejorados con el surgimiento de nuevos estudios. Aproximarse al estudio del estado nutricional y gasto energético en poblaciones vulnerables requiere estrategias adicionales a las disponibles que permitan el desarrollo de una sociedad más sana y con garantía en sus derechos de igualdad y el acceso a sistemas sanitarios eficientes.

Para acceder a esta información detallada en el mercado existen diferentes soluciones, como sistemas de actividad y calorimetría indirecta, pero estas acarrear enormes costos, además de ser dispositivos que no permiten modificaciones para diferentes tipos de investigación, no obstante, es posible desarrollar aplicaciones específicas que permitan determinar el gasto energético y que se ajusten a las necesidades que se planteen en la investigación. Para el propósito se dispone de sensores de oxígeno y dióxido de carbono, neumotacómetros, circuitos de amplificación, microcontroladores, módulos de conversión analógica digital, de radiofrecuencia y software libre para desarrollar interfaces de usuario para la visualización y el procesamiento de la información.

Desarrollar un sistema de este tipo permitirá apoyar la línea de investigación del GIBIC relacionada con sistemas de instrumentación vestibles y portables. Adicionalmente permitirá la realización de proyectos de investigación conjuntos que desarrollen investigación en el campo de la ecología humana.

Este proyecto está soportado por los investigadores del GIBIC que están desarrollando una plataforma para el monitoreo de variables fisiológicas en paradigmas de tecnologías vestibles y portables. Además en el programa de Bioingeniería, previamente se desarrolló un PIS: “DISEÑO DE UN PROTOTIPO PARA EL MONITOREO DE GASTO METABÓLICO”, en el cual se realiza el seguimiento de sensores y control de actuadores para el monitoreo de los gases inhalados y exhalados en la respiración humana y fruto de dicho proyecto se presentó como ponencia en el “V Congreso Latinoamericano de Ingeniería Biomédica (CLAIB2011)” en la Habana, Cuba [19]. Además se expuso en el evento organizado por la Red TecnoParque SENA, “Simposio Investigación y Desarrollo como aporte a la sociedad del Conocimiento”, Medellín, 2012.

6. OBJETIVOS

6.1. OBJETIVO GENERAL

Diseñar y construir un prototipo portátil para determinar el gasto energético mediante la técnica de calorimetría indirecta con el fin de complementar estudios de nutrición humana y soportar futuros proyectos en los campos de antropología e ingeniería biomédica.

6.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Diseñar y fabricar etapas de hardware, acondicionamiento, potencia, placa PCB y carcasa del sistema para medición del gasto energético.
- Optimizar el firmware, para el control de todos los dispositivos y la comunicación inalámbrica del sistema.
- Desarrollar una aplicación computacional para el seguimiento y análisis de los datos provenientes del prototipo.
- Validación del sistema por medio de pruebas y calibración de los sensores y ensayos en reposo.

7. METODOLOGÍA

El desarrollo del proyecto se divide en cinco fases, las cuales se construyeron teniendo en cuenta los objetivos planteados para el proyecto de investigación. A continuación se describen las actividades concernientes a cada fase. Para el desarrollo del sistema se parte de un trabajo previo de investigación desarrollado en el Programa de Bioingeniería y del Grupo de Investigación en Bioinstrumentación e Ingeniería Clínica (GIBIC), cuyo título es: “Diseño de un prototipo para el monitoreo del gasto metabólico”. El presente trabajo se unió al proyecto de monitoreo vestibular: “Modelo de plataforma para sensores vestibulares”, donde se desarrolla el módulo de gasto energético.

7.1. REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA

Para la revisión de la bibliografía se definieron varias temáticas, para enfocar la búsqueda de la información:

- *Los alimentos como fuente de energía:*

Los alimentos hacen parte vital del desarrollo de los seres humanos, cada uno de ellos aportar un nivel de energía diferente, cuando son metabolizados, se puede definir su aporte en tres tipos de alimentos, carbohidratos, grasas y proteínas, del procesamiento de cada uno se genera diferentes niveles de energía.

- *La mecánica ventilatoria.*

Principio básico para comprender el estudio del gasto energético a través de la calorimetría indirecta, donde se evalúa la movilización de aire por los pulmones y el intercambio de gases respiratorios.

- *Los equipos de calorimetría indirecta:*

De los equipos utilizados en la calorimetría indirecta, se distinguen por la portabilidad y el tipo de estudios que se realizan con ellos, por lo cual se buscan equipos de bajo peso, los cuales se puedan ajustar a investigaciones en actividades cotidianas.

- *Métodos para la medición de la calorimetría indirecta:*

Existen diferentes tipos de equipos que utilizan el principio de la calorimetría indirecta, en los cuales se dividen en tecnologías de circuito abierto o cerrado, por las

características que se buscan en el sistema de medición y el tipo de pruebas a los que se enfoca, se utiliza el principio del circuito abierto.

- *Equipos comerciales:*

Para el estudio del gasto energético se establece tres tipos de equipos, los de gasto energético, que utilizan la técnica de la calorimetría indirecta, monitores de actividad, que utilizan acelerómetros y monitores de frecuencia, que utiliza determinan los cambios en la frecuencia cardíaca.

- *Mejoras a los sistemas a los sistemas utilizados:*

Existen varias metodologías para el estudio del gasto energético, estas se pueden diferenciar en el precio y el tipo de información que aportan. De las cuales se comparan los datos de las diferentes fuentes, y se establece la relación de las mismas. Luego se puede establecer una combinación de las diferentes técnicas en un solo equipo, lo cual pueda establecer nuevas metodologías.

- *Revisión de patentes:*

Las patentes muestran la tendencia del desarrollo de sistemas para el estudio y la evaluación del gasto energético.

Figura 1. Revisión bibliográfica para determinar el diseño del prototipo

Para el diseño y construcción del prototipo se utiliza una evaluación de la literatura, para establecer los requerimientos que debe tener el diseño del dispositivo (ver Fig. 1) y garantizar que el equipo puede utilizarse en diferentes condiciones y tipos de investigación.

7.2. CONSTRUCCIÓN DEL DISPOSITIVO

Para la medición del gasto energético es necesario evaluar diferentes variables, en donde varían las condiciones en que se midan las mismas, por lo tanto se establece a necesidad de crear un equipo el cual pueda utilizarse en diferentes ámbitos, especialmente en las relacionadas con el comportamiento normal de un individuo. El dispositivo se divide en tres sistemas diferentes los cuales se integran a través de una carcasa.

- *Sistema electrónico:*

Su función es controlar los actuadores y hacer el manejo de la información, para esto se establece el diseño y construcción del PCB de acuerdo con los criterios establecidos, como el tamaño, manejo de información, facilidad de conexión y consumo de energía, en este se incluye un microcontrolador, sistema de comunicación serial e inalámbrico, interfaz de usuario, acondicionamiento de señales, sensores, etapa de potencia y control de cargas.

- *Sistema de muestra:*

El segundo es el sistema de muestreo, el cual permita controlar la medición de las variables fisiológicas como el flujo ventilatorio, concentración de O_2 y CO_2 , se divide en una máscara en la cual se incluye un acople en el cual se conecta una línea de muestrea y un sensor de flujo, la movilización del aire se hace a través de la línea de muestra que se hace con una bomba y electroválvula, controlado por el PCB en este sistema se incluye todas las conexiones neumáticas del sistema y la determinación de las condiciones suficientes para hacer una correcta medición de las variables.

- *Cámara de gases:*

Este aire es llevado al último sistema para la evaluación final de la información tomada por el sistema de muestreo, nombrado como cámara de gases, en la cual se encuentran los sensores de O_2 y CO_2 y se crean las condiciones necesarias para su evaluación.

- *Carcasa:*

Para darle una integración a los diferentes sistemas se diseña y construye la carcasa, la cual contiene las conexiones del sistema neumático, los dispositivos de control y medición, la cámara de gases e interfaz de usuario.

7.3. OPTIMIZACIÓN

Para determinar la evolución de las variables fisiológicas, se debe establecer diferentes puntos de control, en el cual se garanticen las mejores condiciones para realizar la evaluación de la variable para así garantizar la reproducibilidad de las mediciones. Debido a las características buscadas con el dispositivo es necesario determinar el control de las cargas como la electroválvula, bomba y sensores de gases, de acuerdo al seguimiento del sensor de flujo, así también el control de flujo del almacenamiento y transmisión de la información, ya sea hacia o desde el microcontrolador. Para esto se establecen las siguientes actividades:

- Adquisición de la información de los sensores.
- Evaluación de la información de la cámara de acuerdo a la lectura de los sensores.
- Control de activación de dispositivos de sensado y electromecánicos.
- Control del flujo de información.

7.4. APLICACIÓN COMPUTACIONAL

Para la evaluación de la información proveniente del sistema, se desarrollará una aplicación computacional, en la cual se pueda hacer un manejo de toda la información. Para la visualización de la información que está analizando el sistema se pretende desarrollar una aplicación de software, en la cual se pueda establecer una comunicación con el dispositivo y manejar la información proveniente de los sensores, demás etapas de control del sistema y las variables derivadas de los datos recolectados. Además esta contará con funciones básicas para el tratamiento y análisis de la información, entre las cuales se incluye información antropométrica, selección de parámetros, clasificación y almacenamiento de la información. En donde se distinguen las siguientes actividades:

- Diseño de interfaz.
- Rutina de comunicación serial.
- Determinación de los variables de interés con base a las mediciones y las ecuaciones de predicción.
- Almacenamiento de la información.
- Despliegue de la información derivada de las señales de la información del dispositivo.

En el flujo de información del sistema, el prototipo adquiere la información de los diferentes sensores, representado por los números I – IV, en la aplicación se despliega la información derivada de estos en A – D respectivamente, finalmente esta es almacenada en un archivo, el cual permite verificar posteriormente la información generada por el prototipo (ver Fig. 2).

Figura 2. Flujo de información, adquisición, despliegue y almacenamiento.

La visualización de la información es una etapa muy importante ya que permite verificar en tiempo real la validación de los datos adquiridos, a pesar de ello no se garantiza la evaluación de las variables, lo que implica que esta información debe almacenarse. Lo anterior permite establecer un medio para determinar la coherencia de los datos y determinar la validez de los mismos.

7.5. VALIDACIÓN DEL SISTEMA

El objetivo de la validación es determinar el comportamiento del sistema en diferentes tipos de pruebas, para ello se establecerán varios protocolos, para evaluar el comportamiento del gasto energético de un individuo en condiciones normales, se harán varias mediciones durante periodos posabsortivos (de reposo), termogénesis generados por el consumo de alimentos y la actividad, en donde se observa los diferentes cambios, de acuerdo a las relaciones que se encuentran en la literatura, donde se establecen 2 tipos de hipótesis, la relación entre el gasto energético basal (GEB), el gasto energético en reposo (GER) y el efecto térmico de los alimentos (ETA), es creciente respectivamente y el GER es un 10% mayor al GEB (ver Fig. 3).

Figura 3. Diagrama de validación estados en reposo.

Por otro lado se harán pruebas sobre los sensores utilizados, para los sensores de gases se establece un experimento, en el cual se muestrea aire con una concentración conocida, luego se muestrea aire del ambiente con el fin de restituir la concentración ambiental (prueba vaciado cámara), con el fin de determinar el comportamiento del sistema de muestreo. Unido a este tipo de pruebas se caracteriza la cámara de gases, en la que se lleva aire con una concentración diferente a la atmosférica y se determina el tiempo necesario para que las concentraciones se restituyan dentro de esta (prueba de equilibrio).

Luego se establece un protocolo de calibración con un patrón para la evaluación del flujo, en el que se utilizan diferentes configuraciones, para evaluar el comportamiento del sistema de acople, ante un flujo entrante (prueba de inhalación), un flujo saliente (prueba de exhalación) y una prueba de turbulencia, en la cual se utiliza la configuración sobre un flujo saliente y se genera una turbulencia a la entrada del sistema de acople.

Figura 4. Diagrama de pruebas sobre los sensores de gases y flujo.

8. MARCO TEÓRICO

Todo sistema que se considere vivo necesita de la energía que puede tomar de su entorno, en el caso de los seres humanos, la energía se toma de los alimentos para mantener todos los procesos celulares, lo que le permite crecer y desarrollarse, para este proceso intervienen varios sistemas, como el respiratorio, cardiovascular y digestivo. En general las células utilizan el oxígeno (O_2) para producir energía, para esto se debe exponer a un ambiente con oxígeno, para llevar esto a cabo en el hombre se utiliza el sistema respiratorio, en el cual a través del proceso de difusión, se lleva el oxígeno a la sangre, luego el sistema cardiovascular lleva la sangre a las diferentes células, proceso que se conoce como perfusión. Una vez en contacto con la célula el oxígeno se utiliza para producir energía, lo cual a su vez genera sustancias de desecho, como el dióxido de carbono (CO_2), el cual es llevado a los mismos sistemas respiratorio y cardiovascular para sacarlo del cuerpo. Por último el sistema digestivo se utiliza para tomar los nutrientes de los alimentos, de los cuales se utiliza la energía guardada dentro de ellos, o son almacenados para su posterior utilización.

8.1. SISTEMA RESPIRATORIO

El sistema está formado por los pulmones, las vías respiratorias, la vasculatura pulmonar, los músculos respiratorios y las tejidos y estructuras que lo rodea [20] (ver Fig. 5). La principal función del sistema respiratorio es llevar el oxígeno a los tejidos y retirar el dióxido de carbono. Este proceso se divide en cuatro fases, 1) la ventilación pulmonar, que se refiere a la circulación de entre la atmósfera y los alvéolos, 2) difusión del oxígeno y del dióxido de carbono entre los alvéolos y la sangre, 3) el transporte del oxígeno y del dióxido de carbono en la sangre, y 4) la regulación de este proceso [21].

Figura 5. Diagrama del sistema respiratorio. Tomado y modificado.

8.1.1. Mecánica de la ventilación pulmonar

Los pulmones se puede expandir y contraer de dos maneras, 1) mediante el movimiento hacia abajo y hacia arriba del diafragma para alargar o acorta la cavidad torácica, y 2) mediante la elevación y descenso de las costillas para aumentar y disminuir el diámetro antero posterior de la cavidad torácica [21]. El primero de ellos se utiliza en condiciones normales, y el segundo se puede asociar a proceso de ventilación forzada.

El proceso de ventilación se puede dividir a su vez en dos etapas, en la primera, donde el aire es llevado de la atmósfera hacia los pulmones se llama inspiración, que se considera un proceso activo, ya que el diafragma se contrae, reduciendo la presión dentro de los pulmones por debajo de la presión atmosférica, permitiendo que el aire fluya hacia ellos. El segundo proceso se llama espiración, que se considera pasivo ya que el diafragma se relaja, aumentando la presión en los pulmones, y de esta forma el aire fluye hacia el exterior. A su vez estos procesos son apoyados por un grupo de músculos, cuya función modificar el tamaño de la caja torácica, para la inspiración se tiene intercostales externos, y en la espiración, los rectos abdominales y los intercostales internos (ver Fig. 6).

Figura 6. Esquema de los movimientos respiratorios y las estructuras que intervienen. Tomado de [22].

8.1.2. Intercambio gaseoso

El intercambio gaseoso se hace por medio de difusión en los alvéolos y los capilares pulmonares. Los alvéolos son la terminación de las vías respiratorias, que desde la tráquea se divide en los bronquiolos principales, luego a los bronquios y finalmente en los alveolos. Cada una de las divisiones de las vías respiratorias desde un conducto mayor se llama generación, en donde los alveolos se ubican entre las generaciones 20 y 22 y el intercambio se lleva a cabo a partir de la generación 16 en los sacos alveolares (ver Fig. 7), por lo tanto todo el aire que entra en las vías respiratorias no hace el intercambio, a este volumen se le llama espacio muerto (V_D) y en un adulto normal se toma un valor de 150mL [23].

A este proceso se le conoce como respiración externa y el intercambio de O_2 y CO_2 entre los capilares y las células de cuerpo se le conoce como respiración interna. Los gases se difunden gracias a los gradientes de presión a través de las diferentes interfaces [24], en donde la dirección del intercambio es desde regiones de altas presiones a regiones de menor presión. El capilar que rodea al alveolo transporta la sangre que viene con una presión de gases diferente a la que se tiene dentro del capilar, esto permite que los gases se intercambien a través de la espacio intersticial (ver Fig. 7).

Figura 7. Diagrama del intercambio respiratorio, donde se observan las presiones parciales que permiten el movimiento del gas entre el alvéolo y el capilar. Tomado y modificado de [22] y [25].

8.1.3. Transporte de los gases

Ahora el transporte de estos gases entre los pulmones y los diferentes tejidos en el cuerpo se lleva a cabo por diferentes vías, disuelto en el plasma, en combinación con la hemoglobina o convertidos en una molécula diferente.

El oxígeno es transportado por la circulación sanguínea de dos formas: disuelto en el plasma (3%) y combinado con la hemoglobina (97%), formando oxihemoglobina. El dióxido de carbono es transportado de tres formas: disuelto en el plasma (7%), combinado con la hemoglobina (23%) formando carbaminohemoglobina, y convertido en iones de bicarbonato (70%) [25]. Una vez que la sangre está en contacto con los tejidos la diferencia de presión entre la sangre y el tejido permite que el oxígeno entre en la célula y el dióxido de carbono salga de ella, a este proceso se le llaman respiración interna (ver Fig. 8), finalmente la sangre con una concentración baja en oxígeno y alta en dióxido de carbono es llevada hacia el corazón, y de aquí hacia los pulmones para que se nuevamente enriquezca de O_2 y sacar de ella el CO_2 [25].

Figura 8. Esquema del transporte de los gases y su intercambio con el tejido. Tomado y modificado de [25] y [26].

8.1.4. Sistema de control de la respiración

Basado en el principio de la homeostasis, el sistema de control respiratorio ajusta la ventilación ante cambios en la concentración de los gases arteriales. Está formado por tres componentes principales: Receptores, Centros de control y Efectores. Los cambios en PaCO_2 , PaO_2 y pH son monitoreados por receptores sensoriales llamados quimiorreceptores que envían señales hacia los centros respiratorios en el tallo cerebral. A partir de dichas señales se determina la respuesta apropiada para cambiar las variables afectadas. Estos centros a su vez envían impulsos neuronales hacia los efectores para controlar la frecuencia y la fuerza de las contracciones musculares [27].

Existen también los mecanorreceptores, los cuales están distribuidos a través del sistema respiratorio, entre ellos se tiene los receptores nasales, en la laringe, los traqueobronquiales, entre otros los cuales son importantes para retroalimentar el sistema de control y generar el patrón respiratorio. El sistema se localiza en varios puntos en el cerebro. Al parecer cada punto tiene su propia función. Los órganos efectores son principalmente los músculos respiratorios, los músculos ubicados en las vías aéreas y los tejidos que segregan la mucosa. El control de la respiración se basa entonces en dos principios: (1) remover el exceso de CO_2 y (2) minimizar el gasto energético, luego el proceso está más afectado por la presencia de CO_2 que por la falta de O_2 (ver Fig. 9). Un número de ajustes respiratorios son realizados para reducir el gasto energético durante el ejercicio. La frecuencia respiratoria aumenta, la relación de inhalación exhalación decrece, la forma de la señal del flujo respiratorio se vuelve más trapezoidal, y el volumen de reserva espiratorio disminuye [20].

Figura 9. Diagrama del control respiratorio, tomado y modificado de [20].

8.1.5. Variables del sistema respiratorio

Las variables del sistema respiratorio generalmente se asocian a señales de presión y flujo, pero una división más precisas es relacionarlas variables ventilatorias y de gases, ya que para su medición se utilizan metodologías diferentes, de igual forma ambas generan otros tipos de variables lo cual completa un marco general para la evaluación del sistema respiratorio, en este caso se define un ciclo respiratorio como la suma de la fase de inspiración y espiración.

8.1.5.1. Variables ventilatorias

En esta clasificación se determinan las variables que se relacionan con las presiones y flujos a través de todo el sistema.

Frecuencia respiratorios (f_R)

Es la cantidad ciclos respiratorios por unidad de tiempo, generalmente se utiliza el minuto y se define la cantidad de respiraciones por minuto [21].

Volumen exhalado (V_{exh})

Es el volumen de aire que sale de los pulmones en un ciclo respiratorio, la humedad de este aire del 100% [21].

Volumen inhalado (V_{inh})

Es la cantidad de aire que es movilizado hacia los pulmones para hacer le intercambio respiratorio, no todo el aire que entra a los pulmones hace el intercambio respiratorio, parte de este aire se convierte en el volumen del espacio muerto [21].

Volumen tidal o corriente (V_C)

Es el volumen que circula en los pulmones durante un ciclo respiratorio. Se define como la suma del volumen inhalado más el exhalado [21].

$$V_C = V_{exh} + V_{inh}$$

Ventilación pulmonar ($\dot{V}_E$)

Es la cantidad de aire movilizado durante un minuto, en este se considera todo el ciclo respiratorio, por lo tanto este es la suma de volumen aire inhalado y el volumen de aire exhalado multiplicado por la frecuencia respiratoria [27].

$$\dot{V}_E = V_C * f_R$$

Volumen alveolar ($\dot{V}_A$)

Es la cantidad de volumen real que hace intercambio gaseoso, en general es menor a la cantidad de aire que entra en el alvéolo y menor a la cantidad de aire total que entra en una inhalación. Por lo tanto no todo el aire alveolar que entra en el alveolo participa en el intercambio y se le llama el espacio alveolar muerto [28].

Volumen del espacio muerto ($\dot{V}_D$)

Es la parte del volumen en la ventilación pulmonar que no participa en el intercambio de gases, se define entonces como la resta de la ventilación pulmonar menos el volumen alveolar. Generalmente se define como 150mL de los 500mL del volumen corriente, también se puede definir como 1ml/450g y este valor varia con la edad, el sexo, la actividad y el volumen pulmonar [28].

$$\dot{V}_D = \dot{V}_E - \dot{V}_A$$

8.1.5.2. Variables de gases

Al igual que las variables de ventilatorias, las señales de gases cumplen un papel fundamental que evidencian procesos metabólicos y las cuales se utilizan en equipos de ventilación para hacer un estricto control en cada uno de los modos ventilatorios.

Fracción inspirada de O_2 (F_{IO_2})

Es la concentración de oxígeno en el aire que es llevada a los pulmones, generalmente es igual al valor atmosférico de 20,946%, aunque en estados de ventilación mecánica se utilizan concentraciones hasta del 100% [29].

Fracción espirada de O_2 (F_{EO_2})

Es la concentración oxígeno en el aire que sale de los pulmones, esta concentración es dinámica, la cual se puede dividir en varias etapas, en la primera una concentración similar a la atmosférica, ya que esta corresponde al aire del espacio muerto, la segunda es una combinación entre el aire del espacio muerto y el aire alveolar, por último se tiene la concentración del aire alveolar que corresponde a la fracción de O_2 exhalada al final de la espiración (F_{EO_2}), que por motivos prácticos se toma como igual a la fracción exhalada [29].

Fracción inspirada de CO_2 (F_{ICO_2})

Es la concentración de aire que es llevada a los pulmones, generalmente es igual al valor atmosférico de 0,03%, teniendo en cuenta que es un ambiente limpio [29].

Fracción espirada de CO₂ (F_{ECO2})

Es la concentración CO₂ en el aire que sale de los pulmones, al igual que la fracción espirada de O₂, los valores son dinámicos y dependen del ciclo respiratorio y de su etapa de exhalación, también se tiene el concepto fracción de CO₂ exhalada al final de la espiración (F_{ECO2}) y que por motivos prácticos se iguala a la fracción exhalada de CO₂. Para el estudio de estas variables se hace la suposición que el aire proveniente del volumen alveolar, el cual tiene la información directa de los procesos metabólicos, se manifiesta en el pico espiratorio del ciclo respiratorio, lo cual es importante para la sincronización del dispositivos de muestro que se utilizan en los estudios metabólicos [29].

8.1.5.3. Variables derivadas

La combinación de diferentes estas variables permite hacer un estudio detallado del comportamiento metabólico del cuerpo, ya que la información de los volúmenes que es evidencia del aire que entra y sale, además de la información de la concentración de gases que corresponde a la cantidad real de O₂ que se utiliza y de CO₂ que se produce, permite determinar el estado metabólico del sujeto.

Consumo de oxígeno (V_{O2})

El consumo de oxígeno determinar la cantidad de O₂ que el cuerpo utiliza, es una medida del metabolismo del sujeto en determinadas condiciones fisiológicas. Para determinar su valor se utiliza valores de la ventilación y la información de las fracciones de gases inspirados y espirados de oxígeno [30].

$$V_{O2} = V_{inh} F_{IO2} - V_{exh} F_{EO2}$$

Producción de dióxido de carbono (V_{CO2})

La producción de CO₂ resulta de los procesos metabólicos y es un indicador del trabajo respiratorio y el consumo de energía, al igual que el consumo de oxígeno varía con la edad, el sexo y cuadros que afecten la actividad metabólica. Para determinar su valor se utiliza valores de la ventilación y la información de las fracciones de gases inspirados y espirados de dióxido de carbono, en la mayoría de los casos el valor de la fracción inspirada se toma como cero [31].

$$V_{CO2} = V_{exh} F_{ECO2} - V_{inh} F_{ICO2}$$

Tabla 1. Principales variables del sistema respiratorio, símbolos y rangos fisiológicos, tomado y modificado de [23][27][29][30][31].

Variable	Símbolo	Valor típico	Rango Fisiológico
Frecuencia respiratoria	f_R	0.2 Hz	0.1 – 1.1 Hz
Volumen corriente	V_C	500 ml	-
Ventilación pulmonar	$\dot{V}_E$	6 -10 L/min	3 – 250 L/min
Volumen del espacio muerto	V_D	150 ml	1ml / 450g
Fracción inspirada O_2	F_{IO_2}	0.20946	0.20946 – 1.0
Fracción espirada O_2	F_{EO_2}	0.16	0.15 – 0.18
Fracción inspirada CO_2	F_{ICO_2}	0.0003	-
Fracción espirada CO_2	F_{ECO_2}	0.045	0.025 – 0.06
Consumo de O_2	$\dot{V}_{O_2}$	3.5 ml/kg*min	1 – 90 ml/kg*min
Producción CO_2	$\dot{V}_{CO_2}$	3,0 ml/kg*min	1 – 90ml/kg*min
Tasa de intercambio respiratorio	<i>RER</i>	0.7 – 1.0	0.67 – 1.2

Tasa de intercambio respiratorio (*RER*)

Es la relación entre el volumen de producción de dióxido de carbono y volumen consumido de oxígeno, el término se confunde con el coeficiente respiratorio (*RQ*), este refiere a la relación de la producción de CO_2 y el consumo de O_2 pero a nivel celular, ahora la tasa de intercambio respiratorio se puede medir con los datos de la ventilación, en la mayoría de los casos es igual al coeficiente respiratorio, pero en casos extremos, los valores pueden ser diferentes, el *RER* se utiliza como un valor estimado del *RQ*, los valores normales se encuentra entre 0.7 y 1.0, pero en algunos casos el valor puede sobre pasar este rango. Los valores de 0.7 se asocian con periodos de hipoventilación (remoción inadecuada del dióxido de carbono desde la sangre hacia los pulmones) o periodos prolongados de ayuno, por otro lado los valores cercanos a 1.0 se relacionan con sobrealimentación o periodos de hiperventilación (remoción del dióxido de carbono de la sangre a los pulmones en exceso, con relación al producido por el metabolismo) como el ejercicio intenso. Este valor también se puede relacionar de acuerdo a los nutrientes que se estén metabolizando, para los valores de 0.7 para las grasas, 1.0 para los carbohidratos, y valores intermedios para dietas mixtas [31]. En la tabla 1, se observa los diferentes rangos fisiológicos de las variables.

$$RER = \frac{\dot{V}CO_2}{\dot{V}O_2}$$

Tabla 2 . Factores de conversión de gases (Volumen y flujo) tomado de [30]

Conversión		Multiplicar por	
Desde	A	Fórmula	Valor típico
ATPS	BTPS	$\frac{BP - p_{H_2O}}{BP - 47} \cdot \frac{310}{273 + T}$	1.080
	STPD	$\frac{BP - p_{H_2O}}{760} \cdot \frac{273}{273 + T}$	0.892
	ATPD	$\frac{BP - p_{H_2O}}{BP}$	0.971
ATPD	BTPS	$\frac{BP}{BP - 47} \cdot \frac{310}{273 + T}$	1.113
	STPD	$\frac{BP}{760} \cdot \frac{273}{273 + T}$	0.919
	ATPS	$\frac{BP}{BP - p_{H_2O}}$	1.030
BTPS	STPD	$\frac{BP - 47}{760} \cdot \frac{273}{310}$	0.826
	ATPS	$\frac{BP - 47}{BP - p_{H_2O}} \cdot \frac{273 + T}{310}$	0.926
	ATPD	$\frac{BP - 47}{BP} \cdot \frac{273 + T}{310}$	0.899
STPD	BTPS	$\frac{760}{BP - 47} \cdot \frac{310}{273}$	1.210
	ATPS	$\frac{760}{BP - p_{H_2O}} \cdot \frac{273 + T}{273}$	1.121
	ATPD	$\frac{760}{BP} \cdot \frac{273 + T}{273}$	1.088

BP= Presión barométrica (mmHg); T= temperatura (°C); ATPS = presión, temperatura ambiental saturada; ATPD = presión, temperatura ambiental desecado; STPD = presión, temperatura ambiental desecado; BTPS = presión, temperatura ambiental saturada; Los valores típicos se asumen a una presión barométrica de 760mmHg y una temperatura de 24°C. La presión y presión estándar son a 760mmHg y 0°C (273K). La temperatura del cuerpo es de 37°C (310K). La relación entre la temperatura en Celsius y la presión parcial de vapor de agua en mmHg, $p_{H_2O} = 14.47 - 0.705T + 0.0428T^2$.

8.1.5.4. Consideraciones para la medición de las variables ventilatorias

Para la medición de variables ventilatorias se tiene en cuenta que los valores depende del lugar donde se mida, también que la humedad del aire exhalado es del 100% y la temperatura es similar a la del cuerpo de 310°K, por lo tanto para la mayoría de los sistema de medición, estos valores deben modificarse para hacer una correcta estimación de los valores del sistema [30]. En general se consideran tres tipos, estos se pueden observar en la tabla 2, para los cuales se establecen las fórmulas para hacer el intercambio entre cada uno de ellos.

Otra consideración importantes para una correcta medición de las variables ventilatorias, es la turbulencia presente en el aire exhalado, ya que sistemas de medición como el neumotacómetro, necesitan que el aire que entre en ellos este en un régimen laminar, ya que se asume que en un flujo laminar, la caída de presión será proporcional al aumenta de la tasa de flujo, y lo único importante es la viscosidad, en un flujo turbulento en cambio depende de la viscosidad y la densidad [30].

Se considera que un fluido es laminar cuando el número de Reynolds es mayor a 2000, en el caso del sistema respiratorio, en la mayoría de los casos se tiene un régimen laminar, pero en las primeras generaciones son turbulentas [23]. Por lo tanto se considera que en la salida del sistema respiratorio, exactamente en la boca el flujo es turbulento, ya que el diámetro aumenta y la geometría se vuelve irregular. En la tabla 3 se observa el número de Reynolds para diferentes partes del sistema respiratorio.

Tabla 3. Características del sistema respiratorio, número de Reynolds, tomado de [23].

Generación (n)	Nombre	2 ⁿ	Re _n [*]
0	Tráquea		2362
1	Bronquios principales	1	1745
2	Bronquios lobares	4	1299
3	Bronquios segmentales	8	933
4	Bronquios subsegmentales	16	605
5	Bronquios pequeños	32	375
10	Bronquios pequeños	1.024	32
16	Bronquiolos terminales	65.536	1.11
17	Bronquiolos respiratorios	131.072	0.60
20	Ducto alveolar	1'048.576	0.09
23	Saco alveolar	8'388.608	0.01

^{*}El valor es evaluado para $\dot{V} = 500 \text{ cm}^3 / \text{s}$

8.2. SISTEMA CARDIOVASCULAR

El sistema cardiovascular es el encargado de hacer circular la sangre por todos los tejidos del organismo, llevando el aporte de oxígeno y nutrientes a los tejidos y recogiendo dióxido de carbono y los productos derivados del metabolismo. Este sistema está formado por un órgano central, el corazón, y un sistema de conductos vasculares de diferente estructura que se ramifican por todo el organismo: arterias, venas, capilares y vasos linfáticos [32].

Figura 10 . Diagrama del sistema circulatorio, tomado de [26].

El sistema cardiovascular está constituido por dos subsistemas: el sistema cardíaco y el sistema vascular. El sistema cardíaco, a su vez, está compuesto por dos subsistemas: uno encargado de generar los impulsos que permiten la contracción del corazón, y otro mecánico, que cumple con la función de bomba que expulsa sangre rítmicamente hacia todos los tejidos del organismo [33]. El sistema vascular, en el ser humano, se divide en dos circuitos en serie que trabajan a diferentes presiones y que transportan el líquido circulatorio en una única dirección. La circulación menor o pulmonar, irriga a los pulmones para realizar el intercambio hemato-gaseoso, y en el cual se lleva a cabo la respiración externa. Y el circuito mayor o circulación mayor o sistémica, irriga al resto de tejidos y órganos, y al cual también se conoce como respiración interna [34].

8.2.1. Variables del sistema cardiovascular

Para el estudio del comportamiento cardiovascular, se utilizan varias técnicas de las cuales se puede establecer diferentes relaciones, una de las más importantes es el ECG, electrocardiograma, el cual permite observar el comportamiento eléctrico del corazón, que es consecuencia de la polarización y despolarización de las células miocárdicas, estos cambios generan diferentes tipos de voltajes, los cuales pueden ser amplificados. Para una completa evaluación de la señal, se requiere equipo especializado, el cual amplifica y filtra la señal de acuerdo al espectro en que se encuentre la información, en la cual se considera un rango entre 0.01Hz y 150Hz, aunque para el monitoreo ambulatorio se considera un espectro entre 0.5 – 50Hz [35], y se puede encontrar la información más relevante hasta los 100Hz (ver Fig. 11), este tipo de información es necesario para el diseño de sistemas que permitan evaluar el sistema cardiovascular.

Figura 11. Respuesta en frecuencia de la de los monitores ECG, tomado de [36]

8.2.1.1. Frecuencia cardíaca

La frecuencia cardíaca (f_c), es el número de latidos del corazón por minuto. Entre los muchos factores que contribuyen a la su regulación, está el sistema nervioso autónomo y las hormonas liberadas a la circulación por la glándula suprarrenal son las más relevantes [33]. Esta frecuencia se puede establecer de las diferentes señales que se obtienen de las derivaciones del sistema de medición, en la cual se determina establecer los tiempos entre los cruces por la media de la señal, o también a través de los picos representativos de la señal. De los equipos diseñados para la evaluación de la frecuencia cardíaca, se tiene que los valores se pueden restringir a un

espectro menor de frecuencia, en donde los medidores de frecuencia se encuentra en una frecuencia central de 17Hz (ver Fig. 11).

8.2.1.2. *Gasto cardíaco*

A pesar de que el corazón tiene fibras automáticas que le permiten latir independientemente, su función está regulada por los fenómenos que se producen en todo el organismo. Todas las células del organismo deben recibir una cierta cantidad de sangre oxigenada cada minuto para mantenerse saludables y vivas. Cuando las células están metabólicamente activas, como durante el ejercicio, captan mayores cantidades de oxígeno de la sangre. Durante los períodos de reposo, las demandas metabólicas se reducen y la carga de trabajo del corazón disminuye.

El gasto cardíaco (GC) o volumen minuto (V_s) es el volumen de sangre eyectado por el ventrículo izquierdo (o derecho) hacia la aorta (ver Fig. 10) en cada minuto. El gasto cardíaco se define como [37]:

$$GC = V_s * f_c$$

Donde GC se define en ml, V_s es el volumen sistólico en ml/lat y f_c se tiene en lpm. En un hombre adulto promedio, en reposo, el volumen sistólico es aproximadamente de 70 ml/lat, y la frecuencia cardíaca es de 75 lpm, por lo tanto el gasto es de 5.25L [37]. Para su medición se utilizan técnicas invasivas y no invasivas, el *gold standard* es el método de Flick, el cual se determina como:

$$GC = \frac{V_{O_2}}{(CvO_2 - CaO_2)}$$

Donde CvO_2 y CaO_2 corresponde a las concentraciones de mezclas de O_2 arterial y venoso en ml/100mL respectivamente [38], para hacer estas mediciones es necesario tomar muestras de sangre, por lo tanto se considera un método invasivo. Por otra parte esta técnica utiliza el consumo de oxígeno para establecer una ecuación que relaciona la diferencia arteriovenosa con el porcentaje del consumo de oxígeno máximo, como se observa en la siguiente ecuación [39]:

$$C(a - vDO_2) = 5.5 + 0.085(\%VO_{2\max})$$

Lo que permite estimar durante periodos de ejercicio el gasto cardíaco, relacionando el consumo de oxígeno actual y el consumo de oxígeno máximo. Esta relación se estableció para hombres no fumadores (N=39), normales y de alto riesgo, con desviación estándar (SD=1.09) y coeficiente R =0.93 [39].

8.2.2. Evaluación del estado físico

La evaluación del desempeño cardiorespiratorio es una práctica común para determinar el estado físico en general de una persona, lo que se busca es determinar el estado funcional de los sistemas respiratorio (absorción de oxígeno), cardiovascular (transporte de oxígeno) y musculo esquelético (ejercicio aeróbico)[40].

Tabla 4. Valoración del estado físico, discriminado por la edad y el sexo. Las unidades de la tabla estan en MET($ml \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}$) tomado de [41].

VALOR DEL VO ₂ max HOMBRES					
Percentil	Edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	60 +
90	55.1	52.1	50.6	49.0	44.2
80	52.1	50.6	49.0	44.2	41.0
70	49.0	47.4	45.8	41.0	37.8
60	47.4	44.2	44.2	39.4	36.2
50	44.2	42.6	41.0	37.8	34.6
40	42.6	41.0	39.4	36.2	33.0
30	41.0	39.4	36.2	34.6	31.4
20	37.8	36.2	34.6	31.4	28.3
10	34.6	33.0	31.4	29.9	26.7
VALOR DEL VO ₂ max MUJERES					
Percentil	Edad				
	20-29	30-39	40-49	50-59	60 +
90	49.0	45.8	42.6	37.8	34.6
80	44.2	41.0	39.4	34.6	33.0
70	41.0	39.4	36.2	33.0	31.4
60	39.4	36.2	34.6	31.4	28.3
50	37.8	34.6	33.0	29.9	26.7
40	36.2	33.0	31.4	28.3	25.1
30	33.0	31.4	29.9	26.7	23.5
20	31.4	29.9	28.3	25.1	21.9
10	28.3	26.7	25.1	21.9	20.2

De acuerdo a la ACSM (American College Sport Medicine), se puede determinar el nivel del estado físico como el valor VO₂max, el cual varía a lo largo de la vida y es diferente en hombre y mujeres (ver Tabla 4). Los valores se han definido de acuerdo a estudios diferentes tipos de

poblaciones, también la ACSM ha determinado diferentes ecuaciones para determinar para calcular el VO_2 con diferentes elementos (cinta, ergómetro y escalón) [41].

8.2.2.1. Pruebas de esfuerzo

En las pruebas de esfuerzo resulta caro medir el consumo de oxígeno, por lo tanto la ACSM, ha desarrollado unas ecuaciones para determinar el costo metabólico del ejercicio, estas se construyeron aplicando a una gran cantidad de personas, la validez de la estimación se garantizan cuando los diferentes tipos de ejercicio se lleven a cabo a un ritmo regular.

Para los tipos de pruebas se tiene diferentes constantes relacionadas, estas se utilizan para establecer el costo metabólico de hacer una actividad [42]:

Componente horizontal

Durante la caminata se necesita 0.1 ml de O_2 para transportar cada kg de peso una distancia horizontal de 1m ($0.1\text{mL}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$). Ahora para desplazarse un metro corriendo, la cantidad de oxígeno necesario es el doble ($0.2\text{mL}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$).

Componente vertical

La cantidad de oxígeno necesario para mantener el cuerpo contra la gravedad, durante un desplazamiento es de 1.8 mL por kg de masa y metro de desplazamiento vertical ($1.8\text{mL}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$) en el caso que el sujeto este caminando. En el caso que el sujeto este corriendo este coste es la mitad que en la caminata ($0.9\text{mL}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$). Finalmente para las pruebas del escalón se adiciona un tercio del componente vertical ($1.33\text{mL}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1}$).

Reposo

Es la cantidad de consume el cuerpo en reposo y es igual al equivalente metabólico (MET), $\text{VO}_2 = 3.5\text{mL}\cdot\text{m}^{-1}\cdot\text{kg}^{-1} = 1\text{ MET}$.

Potencia

En el caso de los ergómetros para brazo y pierna la potencia se expresa en $\text{kg}\cdot\text{m}\cdot\text{min}^{-1}$, en este caso para determinar la potencia que se ejerce en el ergómetro, se define la ecuación:

$$\text{Potencia}(\text{kg}\cdot\text{m}\cdot\text{min}^{-1}) = R(\text{kg})\cdot D(\text{m})\cdot f(\text{rpm})$$

Donde R es igual a la resistencia en kilogramos, D es la distancia en metros y f corresponde a la frecuencia o revoluciones por minuto. Para determinar la demanda se tiene en cuenta un componente sin carga, como el movimiento de pierna o brazo, el movimiento de la carga y el componente en reposo.

La tabla 5, muestra las ecuaciones para las diferentes pruebas sobre cinta, ergómetro y escalón.

Tabla 5. Ecuaciones para determinar el consumo de oxígeno en diferentes tipos de pruebas. Tomado y modificado de [42].

Prueba		Consumo de Oxígeno ($\text{VO}_2[\text{mL} \cdot \text{kg}^{-1} \cdot \text{min}^{-1}]$)
Cinta	Caminata	$(0.1 \cdot S) + (1.8 \cdot S \cdot G) + 3.5$
	Trote	$(0.2 \cdot S) + (0.9 \cdot S \cdot G) + 3.5$
Ergómetro	Brazo	$1.8(WR)/(BM) + 3.5$
	Pierna	$3.0(WR)/(BM) + 3.5$
Escalón		$0.2 \cdot f + 1.33 \cdot 1.8 \cdot H \cdot f + 3.5$

S es la velocidad en $\text{m} \cdot \text{min}^{-1}$; BM es el peso (kg); G es el porcentaje de inclinación;

WR es el potencia ($\text{kg} \cdot \text{m} \cdot \text{min}^{-1}$); f es la frecuencia de pasos en minutos;

H es la altura del escalón en metros.

8.2.2.2. La estimación del consumo máximo de oxígeno ($\text{VO}_{2\text{max}}$)

Los tipos de pruebas que se utilizan dependen de tipo propósito y debe considerar las diferentes características del individuo evaluado, por lo tanto para personas jóvenes se utiliza grandes incrementos como el protocolo de Bruce, en cambio los pequeños se prefiere cambios pequeños para personas de alto riesgo como los adultos mayores, como el protocolo de Blake [41]. Para determinar el consumo máximo de oxígeno máximo los protocolos más utilizados son lo que se llevan a cabo sobre la cinta rodante, en la cual se puede variar la velocidad y los grados de inclinación, esto evita cambios bruscos de carga, lo que permite un crecimiento uniforme de las respuestas fisiológicas y hemodinámicas, mayor precisión en la estimación de la capacidad aeróbica, individualización de la prueba (cambios de la rampa), duración específica (aplicada solo a protocolos de rampa individualizados) [41]. Para observar las características de los diferentes protocolos.

8.3. SISTEMA ENERGÉTICO DEL CUERPO

El cuerpo necesitan energía para crecer y desarrollarse, la energía para esto se genera a partir procesos anaeróbicos y aeróbicos, que se diferencian principalmente en la utilización del oxígeno, de ellos se toma la energía química efectiva que se utiliza en todo el cuerpo, el ATP (trifosfato de adenosina), el cual es una molécula altamente energética. La mayor parte de esta se genera a través de procesos aeróbicos, los cuales utilizan el oxígeno, por lo tanto es el

principal elemento que se estudia para acceder al metabolismo energético, ya que esta en relación directa con su utilización.

8.3.1. La energía de los alimentos

Los alimentos proporcionan la energía y los nutrientes que se necesitan para estar sano. Entre los nutrientes se incluyen las proteínas, carbohidratos, grasas, vitaminas, minerales y agua. De estos los que aportan la energía son las grasas, los carbohidratos y las proteínas, aunque su proporción de aporte de energía difiere. Dado que los alimentos contienen energía que finalmente potencia el trabajo biológico, es posible clasificarlos en términos de energía. Las unidades de medición que se utilizan para determinar la energía es la caloría, que es una medida utilizada para expresar el valor en calor o energía de la comida. Se define como la cantidad de calor necesaria para aumentar la temperatura de 1kg (1 litro) de agua 1°C. Por lo tanto, una definición más precisa es, una caloría por kilogramo o kilocaloría (kcal). La medida internacional aceptada para expresar la energía es el Julio (J). Para pasar de kilocalorías (kcal) a kilojulios (kJ) se multiplica el valor en kcal por 4.187 [43].

En el caso de las grasas o lípidos, el calor de la combustión de las grasas varía según la composición estructural de los ácidos grasos particulares que componen los triglicéridos, el valor medio aceptado por la combustión de un gramo es de 9.4 kcal (39.36 kJ). En el caso de la combustión para un carbohidrato también varía según la colocación de los átomos en la molécula. Un valor de 4.2 kcal (15.58kJ) se utiliza generalmente para representar el calor de la combustión de un gramo de carbohidratos. Finalmente para las proteínas varía de acuerdo al tipo de proteína y la presencia de sustancias nitrogenadas, el valor medio para la combustión de las proteínas es 5.6 kcal (23.65 kJ) por gramo [43]. En general la energía proveniente de la oxidación de las grasas, los carbohidratos y las proteínas se utilizan para transformar el difosfato de adenosina (ADP) en ATP que luego se consume en las distintas reacciones del organismo (ver Fig. 12). No toda la energía de los alimentos se convierte en ATP, en general el 35% de esta se convierte en calor durante la síntesis del ATP [44].

8.3.2. Utilización de la energía

El ATP suministra energía para la síntesis de los componentes celulares más importantes, como los enlaces péptidos entre los aminoácidos que forman las proteínas, la glucosa, el colesterol, los fosfolípidos, las hormonas, la urea y casi todas las sustancias corporales [44]. El ATP provee la energía para la contracción muscular, la miosina que es una de las proteínas contráctiles, actúa como enzima y descompone el ATP en ADP, liberando la energía necesaria para la contracción; el transporte activo transmembrana requiere la energía del ATP, aunque el gradiente electroquímico arrastre la sustancia en una dirección contraria, la energía

proveniente del ATP se utiliza para contrarrestar a este gradiente; el ATP provee la energía para la secreción glandular; también provee la energía para la conducción nerviosa y finalmente se utiliza en los procesos de división y crecimiento celular [45].

Figura 12. Diagrama de la utilización de la energía del ATP, tomado y modificado de [45]

8.3.3. Requerimientos energéticos diarios

Toda la energía que es obtenida de los alimentos, se divide en los requerimientos que necesita un cuerpo para su normal funcionamiento, estos se dividen en las funciones metabólicas, que se nombra como el gasto energético total diario (GET) y se divide como la energía mínima necesaria para llevar a cabo los procesos del cuerpo, a este se le llama gasto energético basal o metabólico; las actividades físicas; la digestión, la absorción y el procesamiento de los alimentos y finalmente el mantenimiento de la temperatura del cuerpo (ver Fig.13)[44].

Figura 13 . Componentes del gasto energético total diario, tomado y modificado de [44].

8.3.3.1. Gasto energético basal

El valor mínimo para subsistir se llama gasto energético basal (GEB) y representa entre el 50 y el 70 % del gasto energético total diario (GET), en el caso de una persona sedentaria. Como el grado de actividad física varía de una persona a otra, la medición del GEB aporta un índice valioso para comparar la tasa metabólica o gasto energético entre personas. Este varía de acuerdo a la edad, el sexo, la constitución física, el peso corporal, la altura, estados patológicos, variación en la actividad hormonal y el estado nutricional del individuo [44]. Para la medición del GEB se utilizan varias técnicas como las ecuaciones de estimación, la calorimetría indirecta, calorimetría directa y agua doblemente marcada, su utilización depende del nivel de precisión y alcance que se esté buscando [46].

Para hacer una correcta medición el GEB por medio del consumo de oxígeno se deben tener en cuenta varias recomendaciones para hacer una correcta medición [44]:

- Ingesta de alimentos 12-18h antes de la prueba como mínimo.
- El GE se determina después de una noche de sueño reparador.
- Una hora antes de la prueba no se puede hacer ninguna actividad agotadora.
- La temperatura atmosférica debe ser confortable, entre 20°C y 27°C.
- No se permite ningún ejercicio físico durante la prueba.
- Permanecer en una posición posabsortiva durante la prueba.

8.3.3.2. Gasto energético en reposo

El gasto energético en reposo (GER), es similar al GEB y corresponde a la energía necesaria para mantener las funciones corporales durante el día, igualmente se ve afecto por las condiciones físicas del individuo y en la práctica es el más utilizado ya que su medición es más fácil de realizar [44]. El GER, corresponde a un 10% más del GEB en relación al consumo total de energía diario [47]. Para este se utilizan las mismas técnicas de medición que en el GEB, su utilización depende del costo que se quiera asumir, ya que el valor de las diferentes técnicas, van de cero, hasta las que tienen costos asociados >US\$1'000.000 [48].

Para hacer una correcta medición el GER por medio del consumo de oxígeno se deben tener en cuenta varias recomendaciones para hacer una correcta medición [44][49]:

- Ingesta de alimentos 5-8h antes de la prueba como mínimo.
- Una hora antes de la prueba no se puede hacer ninguna actividad agotadora.
- La temperatura atmosférica debe ser confortable, entre 20°C y 27°C.
- No se permite ningún ejercicio físico durante la prueba.
- Permanecer en una posición posabsortiva durante la prueba.

8.3.3.3. Efecto térmico de los alimentos

La ingesta de alimentos aumenta el consumo de energía, debido a las distintas reacciones que se generan la digestión, absorción y almacenamiento de los alimentos. Se denomina efecto termogénico de los alimentos (ETA), puesto que se necesita energía para estos procesos y se genera calor y representa aproximadamente el 8% del GET [44].

La energía generada después de la ingesta se caracteriza por el aumento del consumo de energía hasta un valor pico y su descenso hasta el valor de GER. Para hacer una medición precisa del efecto térmico de los alimentos se siguen varios procedimientos, los efectos generalmente se miden durante un periodo de 3 – 6h de la ingesta de alimentos[50], aunque los valores picos se detectan durante los periodos se pueden apreciar en un periodo de 60 – 120 minutos [49].

La definición del protocolo para la medición depende de los efectos que se quieran evaluar, la respuesta del sistema energético a un tipo de alimento, evaluación de los procesos de digestión durante un periodo de tiempo, etc. Pero también puede ser útil para determinar el comportamiento de un sistema las diferencias del cálculo entre las mediciones de GER y el ETA.

8.3.3.4. Gasto energético en la actividad

El gasto energético en actividad (GEA), es el factor que afecta en un mayor grado el gasto de energía, es el segundo en importancia después de GER y es el que presenta mayor variabilidad en el GET [50]. Para su evaluación se utiliza una gran cantidad de técnicas como la acelerometría, frecuencia cardiaca, las técnicas de calorimetría, las ecuaciones de estimación, entre otras; su importancia radica en que da una estimación epidemiológica del índice de salud y bienestar de una población [51], y es a través de la actividad que se puede cambiar en un término medio, el consumo de energía de un individuo, ya que niveles desiguales entre el GET y la ingesta de alimentos acarrea obesidad, o niveles menores generar desnutrición, por lo tanto un conocimiento preciso del consumo de energía permite mejorar la calidad de vida de un sujeto y a través de la actividad disminuir los riesgos cardiovasculares asociados [52].

Las herramientas más utilizadas son los auto-informes, en el cual se estudias actividades diarias de un individuo y sobre las cuales se puede asociar un nivel de energía para cada una de las actividades, otra de las herramientas por su facilidad de implementación es la utilización de sistemas de medición de frecuencia y acelerometría, aunque en los casos de investigación más especializados se recurre al agua doblemente marcada y las técnicas calorimétricas [53]. $\pm \mu$

8.4. MÉTODOS PARA MEDIR EL GASTO ENERGÉTICO

Para medir el gasto energético (GE) existen diferentes tipos de técnicas estas pueden variar en el grado de precisión, el tipo de estudio y los costos asociados. Estas se pueden agrupar en tres diferentes grupos, métodos predictivos, estimativos y sistemas de medición. Además cada uno de los métodos se limita en el tipo de consumo de energético que se puede medir; el consumo de energía total diario (GET), es la suma del gasto energético en reposo (GER), el gasto de energía en actividad (GEA), el efecto térmico de los alimentos (ETA) y gasto energético de actividades espontáneas (GAE) (ver Fig. 14).

Figura 14. Componentes del gasto energético diario y los métodos de medición para acceder a ellos, tomado y modificado de [44][50].

8.4.1. Métodos predictivos

El primer grupo de ellos, los métodos predictivos, se utilizan diferentes tipos de medidas, en la mayoría antropométricas para determinar el gasto de energía, estos tienen el inconveniente que pueden variar mucho con las mediciones reales, ya que como se mencionó el gasto de energía depende de muchas variables y condiciones del sujeto. Otra de las técnicas que se utiliza es medir el GE, son los auto-informes, donde se llena varios cuestionarios con las actividades diarias, a partir de las relaciones que se encuentra en la literatura se puede establecer una estimación del GE, su utilización depende del grado de precisión que se necesite y la facilidad de implementación. Finalmente otro de los procedimientos utilizados, que son de gran utilización pero no se abordan, son los cuestionarios dietéticos, donde se toma un registro de la cantidad de alimentos que se toma en el día y se hace un balance con el contenido energético de las porciones ingeridas (ver Tabla 9).

8.4.1.1. Ecuaciones para estimar el gasto energético

En la literatura se pueden encontrar una gran cantidad de ecuaciones las cuales se basan en estudios realizados en diferentes población (ver Tabla 6), las cuales se han construidos a partir de diferentes estudios en los últimos 100 años, donde se discrimina la edad, el sexo, la altura y el nivel de obesidad.

A pesar de su fácil utilización, presentan el inconveniente que, en algunos casos las diferencias con las mediciones reales pueden varían significativamente, debido a los la gran variedad de parámetros que afectan el consumo de energía. Por lo tanto se debe tener cuidado con la medición por este método, ya que la estimación puede ser mayor al $\pm 10\%$, el cual es el valor que se considera aceptable [54] para hacer una medición útil del consumo de energía.

Tabla 6. Ecuaciones predictivas para el gasto energético en basal, tomada y modificada de [55]. Donde W corresponde al peso (kg); H la altura (cm); A edad(años); O obsersidad, ausente O=0, presente O=1; para convertir de MJ a kcal, se multiplica por 239.

Autor	Años	Sexo	Ecuación
Harris Benedict (1919) [kcal/día]	15 – 74	Hombre	$66.4730 + 13.7516(W) + 5.0033(H) - 6.7550(A)$
		Mujer	$655.0955 + 9.5634(W) + 1.8496(H) - 4.6756(A)$
FAO/WHO/ UNU (1985) [MJ/día]	10-17	Hombre	$0.0732(W) + 2.72$
		Mujer	$0.0510(W) + 3.12$
	18-29	Hombre	$0.0640(W) + 2.84$
		Mujer	$0.0615(W) + 2.08$
	30-60	Hombre	$0.0485(W) + 3.67$
		Mujer	$0.0364(W) + 3.47$
	>60	Hombre	$0.0565(W) + 2.04$
		Mujer	$0.0439(W) + 2.49$
Ireton-Jones (1989) [kcal/día]		Hombre	$629 - 11H + 25W - 609O$
		Mujer	$629 - 11H + 25W - 609O$
Mifflin-St Jeor (1990) [kcal/día]	19-78	Hombre	$10W + 6.25H - 5A + 5$
		Mujer	$10W + 6.25H - 5A - 161$

8.4.1.2. Auto-informe

En este caso se determina el valor del consumo a través de cuestionarios, los cuales buscan acceder a la información de las actividades diarias de un individuo, existen diferentes tipos, que varían de acuerdo al tiempo de evaluación (diario, semanal, anual), las dimensiones de las actividades (tipo, intensidad, frecuencia, duración), la forma de administración (entrevistas personales, telefónicas, correo, auto-reporte), las condiciones sobre las cuales se llevan las actividades (ocupación, hogar, transporte, ocio), las puntuaciones utilizadas para valorar cada una de las actividades [56].

De acuerdo a las características mencionadas se puede dividir los instrumentos para los auto-informes se pueden agrupar en 4 categorías: registro de actividades físicas(diarios, registros), cuestionarios de aviso, cuestionarios cuantitativos históricos, cuestionarios global de auto-reportes [53].

Registros de actividad física

Este muestra un registro de las actividades físicas durante el día, donde se adiciona el tiempo que duración que el participante gasta en varias categorías de actividades (sentado, parado, caminando), el registro se lleva a cabo de 1-7 días, los intervalos de registro van desde 1 minuto hasta 4 horas y cada una de las actividades se categoriza en intenso, modelado, liviano. Los resultados se dan sumando todas las actividades y asignado un consumo para cada una de ellas. La desventaja de este tipo auto-informes es que depende de la motivación y el esfuerzo del participante, ya que el registro es largo y tedioso, además que puede presentar problemas en el registro de adultos mayores y niños por las dificultades cognitivas.

Cuestionarios de aviso

Consiste un grupo de 5 – 15 preguntas, las cuales permiten registrar las actividades físicas en un plazo reciente (semana pasado, último mes). Por su sencillez es muy útil para recolectar la información con llamadas telefónicas, entrevistas, correos. Los registros de la intensidad varían entre los diferentes cuestionarios, pero son útiles para clasificar los patrones en diferentes tipos de poblaciones. Sus ventajas y desventajas son iguales a los registros de actividad física, su ventaja radica en su implementación en estudios epidemiológicos.

Cuestionarios cuantitativos históricos

Está formado por una mayor cantidad de puntos desde 15- 60 ítems diferentes, debido a la gran cantidad se utiliza un entrevistador, son muy detallados ya que incluyen frecuencia, intensidad y duración, sobre diferentes aspectos de la vida, como en el trabajo, casa, ocio, etc. La desventaja radica en el tiempo necesario para la implementación, garantizar el control de calidad de la información y el procesamiento de la misma. También en la dificultad de recordar

en un mediano plazo todos los tipos de actividades, a pesar de estos son los más utilizados en los estudios que relacionan la actividad física, la salud y su monitoreo en una población.

Cuestionario global de auto-reportes

Se enfocan a responder preguntas globales que generan una clasificación de los patrones de actividad física desarrollada durante un periodo de tiempo y se define para un solo dominio como el trabajo o el tiempo de ocio. De esta forma el individuo puede comparar su comportamiento con individuos de la misma edad y sexo. No tiene el detalle de otro tipo de auto-informes, pero permite realizarlo de forma sencilla y se puede definir perfiles de actividad según la edad y el sexo. Una de sus limitantes es que no permite determinar los tipos, la intensidad y los patrones de la actividad.

8.4.2. Métodos estimativos

Los métodos estimativos permiten hacer un registro más detallado del consumo de energía, a través del registro de la actividad por los acelerómetros, estableciendo el nivel de movimiento y de la frecuencia cardíaca, donde hay una relación directa con el consumo de oxígeno. La precisión de estos depende de una calibración previa que permite ajustar el comportamiento particular del individuo y el registro de la información. Por ejemplo estos métodos no permiten establecer el GEB, luego este debe ser definido por otras metodologías y sobre la cual se estima el consumo de energía. Los costos asociados a este tipo de pruebas son mucho mayores, pero en algunos casos es preferido por la precisión que requieren ciertos estudios. Otro de los métodos que no se aborda en los métodos estimativos, pero que son ampliamente utilizados, son los equipos de monitoreo de temperatura y análisis de impedancia bioeléctrica (ver Tabla 9).

8.4.2.1. Acelerómetros

Los acelerómetros están diseñados para detectar el movimiento de una persona, la aceleración del cuerpo está relacionada con la fuerza muscular responsable de la aceleración y así relacionada con el gasto energético [51]. A pesar de su utilización, no permite hacer una estimación del gasto energético, en actividades que no impliquen movimiento, por lo tanto se centra en hacer valoraciones del gasto energético de actividades físicas [57].

Los acelerómetros que se pueden encontrar se dividen en uniaxiales y triaxiales, estos últimos son los más utilizados ya que permite aumentar el rango de actividades que se puede estimar con este tipo de dispositivos.

Tabla 7. Modelos de predicción típicos de los acelerómetros comerciales, tomado de [58]. Donde N corresponde al número de pruebas, C_N son las cuentas (cuentas/min), BW masa corporal y CV coeficiente de variación.

Acelerómetro	N	Ecuación	Gasto Energético Predicho
ActiGraph	50	$1.439008 + (0.000795C_N)$	MET
ActiGraph	50	$0.00094C_N + (0.1346BW) - 7.37418$	GEA
ActiGraph	70	$2.606 + 0.0006863C_N$	MET
Actical	24	$1.0, C_N \leq 50$; $1.83, 50 < C_N < 350$ $2.826 + 0.0006526C_N, C_N \geq 350$ $1.0, C_N \leq 50(< 10 \text{ min})$; $0.9, C_N \leq 50(\geq 10 \text{ min})$ $1.935 + (0.0032002C_N), 350 \leq C_N < 1200$; $2.768 + (0.0006397C_N), C_N \geq 1200$	MET
ActiGraph	48	$1.0, C_N \leq 50$ $2.379833 \cdot e^{0.0001352C_N}, C_N > 50; CV \leq 10$ $2.330519 + 0.001646 \cdot C_N - [1.2017 \times 10^{-7} \cdot C_N^2] +$ $[3.3779 \times 10^{-12} \cdot C_N^3], C_N > 50; CV > 10$	MET
Actical	48	$1.0, C_N \leq 10$; $2.55095 \cdot e^{0.0001374C_N}, C_N > 10; CV \leq 13$ $1.466072 + 0.210755 \cdot \ln(C_N) - 0.0595362 \cdot (\ln C_N)^2] +$ $0.0157002 \cdot \ln(C_N)^3, C_N > 10; CV > 13$	MET

La utilización de los acelerómetros se extiende, a la clasificación de actividades, evaluación del modo de andar, balance y caída. Para evaluar la información y determinar el gasto energético se utiliza el término *cuentas*, sobre el cual se tienen tres aproximaciones: (1) Contar el número de veces que la señal pasa un umbral, (2) seleccionar el máximo valor durante un periodo de tiempo, como la cuenta representativa sobre la ventana de tiempo y (3) calcular el área bajo la curva de la aceleración, asociando esto a las cuentas [58]. El método para traducir estas cuentas en gasto energético es aplicar regresiones para determinar la relación entre la actividad y el consumo de energía[59]. Generalmente las cuentas se definen en unidad de tiempo ($C_N = \text{cuentas/min}$) y el cálculo del consumo de energía difiere del método (ver Tabla 8) ya que este define sus cuentas y sobre ellas su propia ecuación.

8.4.2.2. Frecuencia cardiaca

La estimación del gasto energético a través del registro de la frecuencia cardiaca es un método de bajo costo y fácil de implementar, se basa en el principio que hay una relación directa entre la frecuencia cardiaca, el consumo de oxígeno y por ende el gasto energética. Sin embargo la relación de la frecuencia cardiaca y el gasto energético no es lineal, debido a que el volumen sistólico cambia con la frecuencia cardiaca e incluso con la postura [48].

La utilización de esta técnica se puede dividir tanto en cuantitativa como cualitativa, en la primera de ellas se hace el registro de la frecuencia cardiaca junto con la medición del gasto energético, bajo condiciones controladas y establecer una relación de calibración predictiva derivada, luego posteriores mediciones de la frecuencia cardiaca son hechas, donde se estima el GE a partir de la relación de calibración. La aproximación cualitativa solo se hace mediciones de la frecuencia y se compara el registro bajo diferentes circunstancias, de las cuales se establece el consumo de energía [60].

El método más utilizado para estimar el consumo de energía a partir la frecuencia cardiaca es el FLEX-HR, el cual asume que, a partir del punto FLEX existe una relación lineal entre el consumo de energía y consumo de oxígeno, este se construye a partir de las pruebas de calibración; los datos por debajo de este umbral son variables y su estimación es por medio de una predicción lineal [61].

8.4.2.3. Combinación de metodologías

Una aproximación que ha mostrado mejores resultados, es la combinación de ambas técnicas lo cual permite una mayor precisión, aunque persiste el problema de un ajuste, que solo se puede hacer con equipos de mayor precisión, como las técnicas calorimétricas. Sin embargo siguen siendo una de las nuevas metodología utilizadas, donde se utiliza conceptos de la inteligencia artificial como el *machine learning*, para construir un modelo regresivo del consumo de energía a partir de la información de ambas técnicas [62].

La ventaja de este tipo de metodologías es que a partir de poca información por ejemplo de un solo sensor, se puede construir una estimación precisa del consumo de energía, este tipo de tecnologías se está orientando en el desarrollo de sistemas de uso diario, como los celulares, lo cual permite enfrentar los profundos problemas de obesidad en la población mundial [63].

8.4.3. Métodos de medición

En estos se tiene una precisión más directa del consumo de energía del individuo, ya que se miden las variables que están implicadas en el consumo de energía, estas dependen de las reacciones químicas que producen energía que posteriormente se utiliza o almacena por el organismo.

El seguimiento a cualquiera de las variables permite hacer una medición precisa del consumo de energía y la utilización de los alimentos [50]. Entre los métodos que se encuentra esta el agua doblemente marcada, que hace un seguimiento al intercambio de isotopos de hidrógeno y oxígeno, por medio de la cinética del agua y el dióxido de carbono, la calorimetría directa mide directamente el calor que produce el cuerpo y la tasa de consumo del O_2 y la calorimetría indirecta, hace una medición a partir de las tasa de utilización del O_2 y producción de CO_2 .

Otros de los métodos que se utiliza pero no se describe en detalle es la calorimetría indirecta circulatoria, representada por el método de Fick (ver tabla 9) la cual evalúa la concentración de gases dentro de la sangre.

8.4.3.1. Agua doblemente marcada

Esta técnica es la que se considera uno de los *gold standard* en estudios del consumo de energía, ya que mide directamente el intercambio de iones en el cuerpo, esto es una evidencia directa de la utilización de la energía, a pesar de su gran precisión, no funciona muy bien para distinguir entre diferentes actividades, además su implementación requiere grandes inversiones.

A pesar de esto sigue siendo el método utilizado para investigaciones especializadas y como método comparativo de otros tipos de técnicas [8]. La técnica mide el GET en actividades cotidianas durante un periodo de 10-20 días, en condiciones de campo y laboratorio. Implica la administración de una cantidad estándar de dos tipos de isotopos (2H y ^{18}O) como agua ($^2H_2^{18}O$). Como el consumo de energía implica la producción de CO_2 y H_2O , el 2H es eliminado en el cuerpo como agua y el ^{18}O es eliminado como agua y CO_2 .

Luego la cinética de eliminación de estos isotopos permite evaluar el consumo de energía durante los periodos que los isotopos permanecen en el cuerpo y son eliminados totalmente [53].

8.4.3.2. Calorimetría directa

La calorimetría directa implica la medición de la energía de un individuo durante un periodo de tiempo por medio de la medida del calor emitido por el cuerpo. El instrumento usado en este método es una cámara del tamaño de una habitación, diseñada para detectar la pérdida de calor del individuo durante el reposo y la actividad. El calor se mide a través de una tubería en la cámara, por la cual se hace circular agua, luego la diferencia entre el agua que entra y sale determina la producción de calor [64].

Es el método más preciso para cuantificar el GET, es costoso y actualmente está limitado al campo de la investigación, ya que exige un infraestructura, tiempos largos de estabilización y las pruebas se limitan a condiciones particulares de evaluación, además no permite una identificación de los nutrientes oxidados [65].

Las mediciones realizadas por la calorimetría directa se puede dividir en varias categorías, las cuales se aplica tanto a humanos como sustancias, donde existen ventajas y desventajas respecto a su implementación [66]:

Reacciones no calorimétricas

Estas se generan debido a cambios físicos o por el resultado de cambios de temperatura. No hay reactantes ni productos. Este se divide en medidas de entropía, en donde se baja la temperatura en un valor conocido y se estima el tiempo necesario para estabilizar la temperatura de unidad de masa por unidad de incremento en la temperatura. El calorímetro es el único sistema que permite hacer esta medición de entropía, aunque sube el costo, ya que la mayoría de equipos no cuenta con el sistema, debe hacerse diferentes adecuaciones. El otro tipo de prueba es la calorimétrica diferencial de barrido, en donde se mantienen dos cámaras a la misma temperatura, ahora los cambios de absorción o pérdida de calor son comparados con el control para mantener la temperatura.

Reacciones calorimétricas

En este caso los cambios de temperatura son generados por una reacción o proceso, con un estado inicial a uno final, con lo cual se puede medir una tasa de reacción. Una de estas es la bomba calorimétrica, en donde se expresa la pérdida de calor por unidad de masa, en donde se calcula el contenido calórico de varias sustancias, para lograr esto la muestra se quema completamente, si la composición de la sustancias es conocida se puede hacer una medición con mayor precisión y calcular el calor de formación de la misma.

Calorimetría catabólica

En este se mide la pérdida de calor por las reacciones catabólicas, de esta forma los procesos anabólicos no se tiene en cuenta. Por lo tanto se puede considerar el GEB, ya que no hay

reacciones de crecimiento y se está consumiendo la energía almacenada. En caso del hombre se define la calorimetría directa catabólica de cuerpo completo, en donde se generan restricciones en la alimentación y se establece la pérdida de calor por unidad de masa. Otro tipo es la calorimetría de tejido, similar a la anterior, pero en este caso se toma muestras de tejido, que se colocan en el calorímetro, esto permite establecer la pérdida de calor de acuerdo a los diferentes tejidos.

Calorimetría metabólica

En este se determina la pérdida de calor generada por el resultado del metabolismo, se incluyen los procesos anabólicos (crecimiento) y catabólicos (consumo). En este también se hace la calorimetría metabólica de cuerpo completo, en donde se puede discriminar entre los procesos anabólicos y catabólicos, con las restricciones correspondientes que generan cada uno de los estados. Otro tipo de estos estudios se centra en calorimetría de tejidos y cultivos celulares, para establecer tasas de crecimiento. Finalmente se tiene la calorimetría ecológica, en la cual se estudia todos los otros tipos de sustancias que no se clasifican en ninguno de los anteriores y se construye a partir del estudio de pequeñas partes de los ecosistemas, se estudia entonces la interacción de estas partes y los efectos químicos y físicos sobre los mismos sistemas.

8.4.3.3. Calorimetría indirecta

En el caso de la calorimetría indirecta no se mide directamente la pérdida de calor, el GE se establece a partir consumo de oxígeno ($\dot{V}O_2$), la producción del dióxido de carbono ($\dot{V}CO_2$), y el contenido de nitrógeno urinario (UN) que reflejan la oxidación proteica. Estos se derivan de la dinámica de los gases y de la correcta medición de volúmenes y concentraciones de los gases inspiratorio y espiratorio en el ciclo respiratorio [7].

El costo energético que genera el consumo de un litro de oxígeno es 3.941 kcal (16.5 kJ), el costo de producir un litro de dióxido de carbono es de 1.106 kcal (4.63 kJ), para evaluar la oxidación de las proteínas se hace una toma de muestras de los desperdicios donde se mide la cantidad nitrógeno urinario, un valor que se da en g/día, pero este valor no se tiene en cuenta ya que la relación con el costo de energético durante día, no supera el 2%, luego en la ecuación de Weir, no se tiene en cuenta este valor [47]. Por lo tanto la ecuación que describe en gasto de energía en kcal/min es:

$$GE = 3.941(\dot{V}O_2) + 1.106(\dot{V}CO_2)$$

Para la medición de la calorimetría existen dos tipos de aproximaciones, los sistemas de circuito abierto y circuito cerrado [67]:

Sistemas de Circuito Cerrado

En este sistema el aire que se respira proviene de un ventilador mecánico o un sistema de muestreo de gas, en donde el paciente respira de un reservorio con una concentración de 100% de oxígeno. Los cambios del volumen de oxígeno a través del tiempo son usados para calcular VO_2 . La ventaja de este dispositivo es que se hace un cálculo directo del consumo de oxígeno y no es necesario utilizar la transformada de Haldane, en donde se presentan problemas cuando el valor de F_{IO_2} es mayor al 60%.

Sistema de circuito abierto

En este el individuo toma el aire del ambiente, en este caso es necesario cálculos los valores de VO_2 y VCO_2 , la ventaja de este sistema es que su implementación es más sencilla, además los dispositivos portables que se encuentran utilizan este principio. La transformada de Haldane se basa en la suposición que el nitrógeno es insoluble en el cuerpo, por lo tanto las concentraciones en el aire exhalado e inhalado son las mismas, asumiendo que sólo el O_2 y CO_2 son intercambiados en los pulmones, por lo tanto se puede determinar:

$$V_{inh} F_{IN2} = V_{exh} F_{EN2} \quad ; \quad V_{inh} = V_{exh} \frac{F_{EN2}}{F_{IN2}}$$
$$F_{IN2} = 1 - F_{IO2} - F_{ICO2} \quad ; \quad F_{EN2} = 1 - F_{EO2} - F_{ECO2}$$

Con lo cual se puede describir las ecuaciones del consumo de oxígeno y producción de dióxido de carbono

$$VO_2 = V_{exh} \left(\frac{F_{EN2}}{F_{IN2}} \right) F_{IO2} - V_{exh} (F_{EO2}) \quad ; \quad VCO_2 = V_{exh} (F_{ECO2}) - V_{exh} \left(\frac{F_{EN2}}{F_{IN2}} \right) F_{ICO2}$$

Tabla 8. Equivalentes calóricos del coeficientes respiratorio y la utilización de sustratos, tomado de [68]

RER	kcal · 1L O_2	Carbohidratos (%)	Grasas(%)
0.71	4.686	0.0	100.0
0.78	4.776	26.3	73.7
0.85	4.862	50.7	49.3
0.92	4.948	74.1	25.9
1.00	5.047	100.0	0.0

Otra de las consideraciones que se tiene en cuenta en la técnica de la calorimetría indirecta, es la utilización del RER, para establecer el consumo de energía por litro de O_2 y la relación de sustratos utilizados (ver Tabla 8) [68].

Tabla 9. Ventajas y limitaciones de los métodos de evaluación del gasto energético, tomado y modificado de [55]

Método	Ventajas	Limitaciones
Calorimetría directa	Método sofisticado, considerado por el <i>gold standard</i> para la medida del GET, permite al individuo algún grado de actividad	Método complejo, de alto costo y requiere confinamiento del sujeto por 24h o más.
Calorimetría indirecta	Este método es considerado el gold standard para la medición del GEB y GER. Es un método no invasivo, preciso y tiene una alta reproducibilidad. Permite identificar los sustratos de la oxidación y medición a corto plazo del gasto energético.	Alto costo, el método es complejo. Requiere de entrenamiento para su correcto uso.
Calorimetría indirecta circulatoria	Método práctico y simple. Puede ser usado cuando no hay otro medio para acceder al gasto energético en pacientes críticos, quienes tienen insertado un catéter de termo dilución.	Es invasivo. El uso del catéter puede contribuir a complicaciones metabólicas. Se vasa en mediciones instantáneas. No es equivalente a la CI, porque subestima el GER.
Agua doblemente marcada	Se considera un método <i>gold standard</i> con una precisión entre 97-99% comparado con la CI. Mide el GET en actividades cotidianas, mide el intercambio de isotopos como el deuterio(H2) y el oxígeno-18(O18), es un método seguro.	Es un método caro, el cual requiere equipo sofisticado, como también personal entrenado. No muestra información de las actividades físicas ni de los sustratos de la oxidación.
Análisis por impedancia bioeléctrica	Es un método asequible y no invasivo, que estima rápidamente el GER, con base en su estimación de los compartimientos del cuerpo incluyendo la distribución de líquidos considerando los espacios intra- y extracelulares.	Varios factores influyen los resultados, tales como estados de hidratación del sujeto, estados prandiales y de ayuno, ejercicio, uso de diuréticos, periodos menstruales, edad, raza, forma del cuerpo y condiciones nutricionales.
Sensores de movimiento o calor	Método fácil y práctico de implementar que usa un dispositivo para estimar el gasto energético	Los estudios indican que el dispositivo necesita ajustes, especialmente las ecuaciones para los sujetos obesos.
Registros de actividad física	Método de bajo costo para estimar el gasto energético a partir de un registro detallado de todas las actividades diarias. Existe una gran variedad de pruebas, las cuales están en constante actualización lo que permite la corrección sobre actividades específicas en regiones o países.	La comparación de resultados entre diferentes estudios es limitado debido a la variedad de códigos para cada actividad. La estimación del gasto energético no tiene en cuenta las diferencias inter sujeto lo que puede afectar los costos energéticos del movimiento
Cuestionarios dietéticos	Método simple y asequible. Puede ser viable si se hace un uso correcto.	El sujeto puede subestimar los alimentos ingeridos. Solo es válido para sujetos con un peso estable. El sesgo puede ocurrir debido a las interferencias del entrevistador, así como inherente en el método elegido.
Ecuaciones predictivas	Método simple, rápido y asequible. Puede ser viable si es usado apropiadamente.	Puede sobrestimar o subestimar el gasto energético de sujetos de la misma población.

9. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Para realizar una evaluación correcta del gasto de energía de un individuo en actividades cotidianas se debió construir un dispositivo, el cual tuviera las características físicas y técnicas, como un tamaño pequeño, un peso reducido, capacidad de procesamiento y entrega de la información. Además de recrear las condiciones necesarias para probar el comportamiento del sistema.

La técnica que se escoge para hacer el diseño del dispositivo es la calorimetría indirecta, el cual tiene la capacidad de evaluar el consumo de energía en diferentes periodos de reposo y actividad, de las técnicas de medición es la que se puede implementar de forma más sencilla y llevarla a un sistema portable, de hecho es la técnica utilizada por los equipos comerciales, para hacer una evaluación completa del consumo de energía.

Ahora para hacer una evaluación completa del GET, es necesario utilizar varios dispositivos, debido a la variabilidad de estados que aportan al consumo de energía (ver Fig. 14), por lo tanto para el diseño y la construcción del prototipo se estableció utilizar la calorimetría indirecta, como técnica central, pero se adicionó un acelerómetro y un circuito de amplificación de biopotenciales, para hacer una valoración completa del consumo de energía.

Esto también permite dejar un sistema con las capacidades para calibrar equipos desarrollados, con base en acelerómetros y sistema de frecuencia cardíaca, ya que se toma en conjunto información, definiendo la relación particular para el individuo. Además se puede implementar modelos de *machine learning*, lo que complementaría el desarrollo de los algoritmos para la determinación del gasto energético a partir de acelerómetro y/o sistemas de frecuencia cardíaca.

9.1. EQUIPO

El equipo tiene las características físicas y técnicas para hacer el correcto procesamiento de la información, a continuación se va a describir su diseño y construcción. El sistema se divide en varias etapas, un sistema electrónico, que permite hacer el control de cargas, procesamiento de la información de los sensores, interfaz de usuario, etapas de almacenamiento y transferencia de la información; un sistema neumático, que permite hacer el muestro de aire exhalado y llevarlo a una cámara de gases; todo se unen en una carcasa y en conjunto se utiliza para evaluar en diferentes condiciones el gasto energético de un individuo. Para esto se debe utilizar varios dispositivos (ver Tabla 10) los cuales permite crear las condiciones necesarias para evaluar el comportamiento del sistema cardiorrespiratorio. El detalle de cada uno de los dispositivos se puede consultar los anexos.

Tabla 10. Dispositivos utilizados para el diseño y construcción del equipo

Dispositivo	Función
Sensor de Flujo	Este evidencia el comportamiento de la ventilación del individuo a través del tiempo, cumple una función central, ya que permite por una parte determinar los parámetros del sistema pulmonar y por otra es la señal de sincronización para la toma de muestra aire exhalado.
Sensor O ₂	El sensor de oxígeno se utiliza para establecer la fracción espirada, proveniente del aire exhalado. En la selección del dispositivo se tuvo en cuenta el rango de la señal fisiológica.
Sensor CO ₂	Permite determinar la fracción de dióxido de carbono presente en el aire exhalado. En la selección del dispositivo se tuvo en cuenta el rango de la señal fisiológica.
Bomba	La bomba de succión permite llevar el aire que es exhalado a la cámara de gases, la cual se utiliza para estabilizarlo y permitir que sea analizado por los sensores. El muestreo de la señal debe hacerse en el momento adecuado del ciclo respiratorio.
Electroválvula	Se utiliza para facilitar la circulación del aire muestreado a través del sistema y de llevarlo a la cámara de gases, donde se encuentran los sensores de gases.

9.1.1. Sistema electrónico

Su función es controlar los actuadores y hacer el manejo de la información, para esto se establece el diseño y construcción del PCB de acuerdo con los criterios establecidos, como el tamaño, manejo de información, facilidad de conexión y consumo de energía, en este se incluye un microcontrolador, sistema de comunicación serial e inalámbrico, interfaz de usuario, acondicionamiento de señales, etapa de potencia y control de cargas.

El sistema electrónico permite integrar el control de todos los dispositivos del sistema, además de procesar la información proveniente de los diferentes sensores. Se buscó que un sólo sistema energizara todos los dispositivos.

9.1.1.1. Fuente de alimentación.

Para el diseño de la fuente se tuvo en cuenta que el dispositivo es de tamaño reducido y que se busca la mayor eficiencia para su funcionamiento. Para esto los dispositivos requerían diferentes fuentes, en donde cada uno de ellos tiene un consumo de energía representativo, para hacer el diseño se tuvo en cuenta el consumo máximo (ver Tabla 11).

Tabla 11. Consumo de corriente máximo de los elementos electrónicos.

Fuentes de alimentación		
Valor	Componente	Consumo máximo (mA)
3.3V	Microcontrolador	20
	Electroválvula I	75
	Electroválvula II (opcional)	75
	Bomba auxiliar (opcional)	300
	Transceptor RF - ZigBee	42
	Total	512
5.0V	US-Host	40
	Amplificadores	50
	Total	90
12V	Tarjeta CO ₂	110
	Tarjeta O ₂	20
	Bomba	250
	Total	380
Total		982

El consumo de energía máximo se estableció de acuerdo a cada uno de las características de los diferentes dispositivos, para tener un mayor detalle de cada uno de ellos, revise los anexos. Ahora de acuerdo a cada uno de los dispositivos se estableció que la fuente a diseñar necesitaba un consumo de energía mínimo de 700mA, teniendo en cuenta que una de las electroválvulas y la bomba auxiliar son opcionales, en donde se utiliza otro tipo de configuración. Además se tiene siempre en mente que durante el funcionamiento del sistema no se tiene activado todos los dispositivos, pero para el diseño del sistema se toman los valores máximos. En la fuente de poder, se tenían dos tipos de alternativas que se dividen en reguladores lineales y reguladores conmutados, dada las condiciones que se buscaban con el dispositivo, se seleccionaron los reguladores conmutados, ya que estos permiten hacer un uso más eficiente de la energía, gracias a esto no es necesario utilizar grandes sistema de disipación de calor, ya que los periodos de utilización del dispositivos no son superiores a la hora y la eficiencia de los reguladores conmutados es mayor a los lineales [69].

Para aumentar las opciones del sistema se estableció que la alimentación se podía tomar de dos puntos, el primero de ellos un conector de poder, en el cual se puede energizar con un regulador. El otro punto es una conexión tipo rápida para colocar una batería, para ambos casos el rango de estas debe estar entre 9V y 24V. En este caso se pueden tener dos tipos de configuración las cuales dependen del sistema de succión, si se utiliza la bomba de 12V, el

sistema de regulación debe ser igual a este, ya que para no alterar el funcionamiento de la bomba no se debe superar este voltaje, en el otro caso, si se utiliza la bomba auxiliar que funciona a 3.3V, se puede utilizar una fuente mayor de alimentación, ya que los sensores de gases, funcionan desde 9V hasta 24V.

Esto se hizo con el fin de darle versatilidad al dispositivo, debido a la gran cantidad de opciones que se encuentran en el mercado, además que esto posibilita utilizar el equipo en un estado fijo desde un regulador conectado a un punto la red eléctrica domiciliaria o sin conexión fija, con un sistema de batería, teniendo en cuenta en ambos casos que no sobrepase el rango establecido y que se utilice la configuración correspondiente. Para el diseño de la fuente de alimentación del sistema se utiliza el integrado MC33063A, el cual se utiliza en una configuración StepDown DC/DC, en donde se toma una fuente DC y se genera una fuente de menor voltaje de acuerdo a los elementos que utiliza el integrado y el cual garantiza una corriente pico de 1.5A, la cual es suficiente para el diseño y los requerimientos de los elementos utilizados. En este caso la alimentación estaría en un rango de 9V a 24V, a partir del cual se genera las fuentes de 3.3V y 5V. Para esto se utiliza la ecuación que de salida del dispositivo [70], en cual solo es necesario establecer los valores de dos resistencia, facilitando el diseño del dispositivo (ver Tabla 12).

Tabla 12 . Selección de elementos para las fuentes de 5.0V y 3.3V.

Ecuación	Fuentes	
	5.0V	3.3V
	$R_1 = 1.2k\Omega$	$R_1 = 2.0k\Omega$
$V = 1.25 \left(1 + \frac{R_2}{R_1} \right)$	$R_2 = 3.6k\Omega$	$R_2 = 1.2k\Omega$

Ahora el siguiente paso para el diseño del sistema es establecer una interfaz que me permite tomar la información de los diferentes sensores, ya que estos son dispositivos análogos, los cuales me entregan un nivel de voltaje de acuerdo al nivel de estimulación al cual estén expuestos, se incluye una etapa de acondicionamiento, ya que para utilizar esta información debe digitalizarse, por lo tanto se debe garantizar que la información este en el rango adecuado, para hacer su correcta interpretación.

9.1.1.2. Acondicionamiento de señales.

Para interpretar la información de los sensores, se debe conocer el rango sobre el cual cambia las diferentes señales, para establecer el tipo de acondicionamiento. La selección del filtro depende del rango y la precisión de cada señal depende del acondicionamiento y el valor de convertidor (ver Tabla 13).

Tabla 13. Tipo de señales de los dispositivos de sensado, rango, acondicionamiento utilizado y precisión sobre las señales.

Señal	Rango señal		Rango Sensor		Acondicionamiento	Precisión
Presión Flujo	5 - 70 rpm	0.08 – 1.16Hz	-2 a 2 kPa	-0.3 a 0.3kPa 0-100 L/min	Filtro activo pasa bajas 10Hz – Cambio de rango de la señal	290 mL/min
Presión Cámara	Cada activación de la bomba		0 – 10 kPa		Filtro pasivo pasa bajas 760Hz – Acople impedancia	11Pa
			0.1 – 3.1V			
Oxígeno	Tiempo de respuesta	20s	15 - 25% O ₂		Filtro pasa bajas 10Hz	0.02 %
			0.4 – 2.0 V			
Dióxido de carbono	Tiempo de respuesta	45s	0-20% CO ₂		Filtro pasa bajas 10Hz	0.04 %
			0.4 – 2.0 V			
Temperatura	0 – 40 °C		-40 – 125 °C		Filtro promedio digital	0.4 °C
			0.1 – 1.75 V			
Biopotencial	40 – 200 ppm	0.67 – 3.33Hz	1 – 5 mVpp		Filtro pasa bajas 20Hz Filtro pasa altas 0.5Hz Amplificación x(45-2500) Referencia de 1.5V	1mV
			0.3 – 1.5 Vpp (x300)			

Para cada uno de las señales se utilizan amplificadores, que cumplen la función de crear filtros activos, modificar los voltajes de la señal y hacer una etapa de acople de impedancias con el microcontrolador. Una de las consideraciones para el acondicionamiento de las señales es el conversor del ADC, que en este caso de 10 bit, lo cual me da una precisión de 1023 muestras, y determina la precisión de cada una de las señales. Para cada entrada del conversor, se adiciona un diodo Zener de 3.7V, lo que no modifica la señal y protege la entrada (ver Fig.15). Para observar el detalle de cada uno de los dispositivos observe los anexos.

Figura 15. Acondicionamiento entrada ADC

La configuración de los filtros activos tiene una topología Sallen Key (ver Fig. 16), cada etapa es de orden 2 y la ganancia es de nula, ya que se quiere evitar modificaciones sobre la señal. En el caso de la de amplificación se utiliza una configuración diferencial (ver Fig. 17).

El primer sensor de presión, se utiliza para determinar los cambios en el sensor de flujo, el cual es un neumotacómetro que determina el flujo de acuerdo a la diferencia de presión a través del sensor, estos se llevan al sensor de presión diferencial, el cual tiene un rango de -2kPa a 2kPa . Para este sensor es necesario hacer un ajuste del rango que es llevado al microcontrolador, donde se resta un voltaje de 2.0V , luego este voltaje se multiplica por 3, con dos etapas de los amplificadores diferenciales. Lo que deja la señal con un offset de 1.5V , rango de $\pm 0.3\text{kPa}$, que se traduce en un rango total de -100 a 200 L/min , sin embargo sólo se tiene en cuenta el aire exhalado, por lo tanto el rango queda en 0 - 100 L/min . La señal se filtra con una frecuencia de corte de 10Hz , con las configuración activa del filtro, donde se busca eliminar diferentes interferencias que afecten la señal.

El sensor de presión para la cámara gases es diferencial, el cual tiene un rango de 0 a 10kPa , como este dispositivo no requiere un ajuste del rango, se colocó un filtro pasivo el cual aconseja el fabricante, de 760Hz . En el prototipo final este sensor tiene una importancia menor, ya que en el diseño definitivo, la cámara se encuentra a una presión manométrica de cero, por lo tanto los cambios que se puedan observar en el sensor corresponden a los cambios generados por la bomba de succión. La precisión del sensor de acuerdo al conversor es de 10Pa .

Figura 16. Filtro pasabajas tipología Sallen Key

Figura 17. Amplificador tipo diferencial.

En el caso de los sensores de gases se tiene dos tarjetas las cuales entregan la información en corriente, de $4 - 20\text{ mA}$, que se ajusta a un valor de voltaje colocando una resistencia de 100Ω (ver Fig.18 y Fig.19), dejando el rango en 0.4 a 2.0V y una precisión final de 0.2% y 0.4% para el sensor de O_2 y CO_2 respectivamente. Los sensores se acoplan con un filtro activo de 10Hz , que evita las interferencias de la señal.

Para el sensor de temperatura, no se tuvo que hacer un acople con un amplificador, debido a sus características se ajustó con una resistencia en serie con la entrada del conversor ADC, en este caso el filtro se hace por promedio y la precisión final es de 0.4°C .

Finalmente, para la señal de frecuencia cardíaca se tiene el rango de 1 – 5mVpp, el cual se amplifica con el INA122, esta amplificación se puede ajustar con un potenciómetro digital, y alrededor de x300. El rango de la señal (ver Fig. 11) se ajusto con dos filtros pasa altas de 0.5Hz y pasa bajas de 20Hz, para observar todas las características de la señal, la referencia se ajusta sobre un voltaje de 0V ó 1.5V, para darle versatilidad al diseño y explorar diferentes alternativas, esto se hace con un jumper.

9.1.1.3. Control de cargas

Ya que se buscaba tener un equipo con un consumo bajo para utilizarlo en pruebas de campo, se determinó cual de los sistema consume las mayores cantidades de energía (ver Tabla 11). Las primeras cargas que se tuvieron en cuenta para hacer el control de la activación fueron la bomba y electroválvulas, ya que para hacer un muestro del aire exhalado, solo se puede hacer en el momento del pico espiratorio, ya que este se definió como el momento donde el aire del espacio muerto se ha desplazado y el aire alveolar se empieza a manifestar. Para hacer el control se utiliza un integrado que tiene una configuración NPN Darlington y el cual permite la activación con las señales digitales del microcontrolador.

Figura 18. Control de la activación del sensor O_2 y la resistencia de sensado.

Figura 19. Control de la activación del sensor CO_2 y la resistencia de sensado.

El segundo lugar se tuvo en cuenta que, la utilización de los sensores gases no era necesaria durante todo el periodo de la prueba, ya que su consumo es representativo y la información que se toma de la señal varía, de acuerdo a los muestreos de la bomba y a los tiempos de respuesta de los sensores (ver Tabla 13).

Para el sensor de O_2 se utiliza una configuración Darlington NPN, que se activa con un pin digital de microcontrolador a la resistencia base, donde se conecta la tierra del sensor, sobre esta se ubica una resistencia de sensado, el cual convierte la corriente del sensor en voltaje (ver Fig. 18). En el caso del sensor de CO_2 se utiliza una doble configuración que tiene un sistema NPN para activar un Darlington PNP, todo para conectar la fuente positiva de alimentación al sensor (ver Fig. 19). Se hace de esta forma por las conexiones del sensor, ya que los cables que

llevan la corriente están conectados a tierra, por lo tanto si estos se activan con una configuración NPN, la circulación de corriente no es la correcta y modifica el voltaje en la resistencia de sensado.

9.1.1.4. Alternativas

Se evidencia la importancia de un equipo que pueda combinar varias técnicas de medición y estimación del gasto energético, lo que aumenta el rango del dispositivo y permite evaluar todo el consumo de un individuo (ver Fig. 14), para esto se incluye la calorimetría indirecta, la acelerometría y el registro de la frecuencia cardíaca, a partir del cual se puede establecer un sistema para calibrar equipos de actividad, diseñados con acelerómetros y/o sistemas frecuencia cardíaca. Para cada una de las técnicas de estimación se propone un circuito el cual se adecua en la tarjeta PCB, para soportar desarrollos futuros en la construcción de los modelos de actividad física.

9.1.1.4.1. Circuito ECG

Para el diseño se tuvo en cuenta varias consideraciones, una amplificación en modo instrumentación, ya que permite eliminar el ruido de modo común, aumentar y seleccionar la ganancia a través de un potenciómetro digital, un filtro de banda activo que restringe el rango de observación del dispositivo, el cual se ubica entre 0.5Hz y 20Hz, lo que me permite eliminar la fuente de 60Hz y evita construir un filtro *Notch*; una referencia alternativa de 1.5V, la cual se puede seleccionar con un jumper, lo que permite hacer un aislamiento del paciente y que aumenta la versatilidad del dispositivo (ver Fig. 20).

Figura 20. Diagrama del circuito de frecuencia cardíaca.

Para explorar alternativas, se adicionó un opto acoplador, cuya referencia se comparte con el amplificador y los filtros, esta se lleva a un segundo jumper, el cual permite seleccionar si la información entra digital (opto acoplador) o analógica (salida filtro pasa bajas), que se lleva a un pin PPS (*peripheral pin select*) el cual puede actuar como entrada digital o analógica, permitiendo seleccionar el modo de análisis sobre la señal, ya sea temporal o de ganancia.

9.1.1.4.2. Acelerómetro

Para hacer la detección del movimiento, se utiliza un acelerómetro triaxial, el cual permite hacer un estudio de gran cantidad de actividades y sobre el cual se puede hacer una comparación de cuál de los métodos de cuentas es el más efectivo, para facilitar el diseño y aumentar la funcionalidad, se utiliza un acelerómetro digital, con una comunicación I2C, esto disminuye la cantidad de hardware asociado, ya que no es necesario un acondicionamiento para cada una de las direcciones, como en los acelerómetros tradicionales.

Este acelerómetro se puede programar, lo que permite seleccionar la resolución de la señal (8 ó 14 bit), una selección de escala, lo que permite ajustar la sensibilidad del dispositivo, un filtro pasa bajas y otro pasa altas, lo que minimiza el tiempo de análisis requerido, además tiene tres tipos de detectores incluidos, de caída, pulso y sacudida, lo que me permite hacer una preclasificación del tipo de movimiento, facilitando la asignación de las cuentas.

Su comparación con las otras dos técnicas permite hacer un modelo del comportamiento del sujeto durante diferentes actividades.

9.1.1.5. Comunicación

En el diseño del dispositivo se busca una gran versatilidad, por lo tanto se adicionaron varias tecnologías, lo que permitiría evaluar cual es la más conveniente, en este se combina comunicación serial e inalámbrica, para ello se adicionó un dispositivo de comunicación serial, uno de almacenamiento masivo, otro de comunicación inalámbrica y finalmente un sistema de almacenamiento no volátil.

9.1.1.5.1. Serial

La comunicación serial es de las más utilizadas, ya que permite la interacción con dispositivos tan comunes como el computador. Me permite a través de la comunicación UART del microcontrolador, enviar la información al software diseñado para observar en tiempo real todas las variables de importancia y la información derivada de la misma.

Se utiliza el integrado FT232 para hacerla a través de un cable USB, el cual reconoce el computador como un puerto de comunicación, este tipo de dispositivo es muy útil, ya que evita utilizar el hardware necesario para hacer la comunicación UART tradicional de los cables RS-232.

9.1.1.5.2. USB Host

El microcontrolador que se utiliza, tiene la opción OTG (*On the go*), la cual permite utilizarlo como *device* o como un *host*, en este caso el fabricante ofrece un *stack* de comunicación USB, donde se puede conectar un dispositivo de almacenamiento masivo al microcontrolador, esto me permite registrar toda la información en una memoria, lo cual es una ventaja en pruebas de campo, donde no se tenga acceso a una conexión serial o la comunicación inalámbrica se dificulte.

Para facilitar el diseño y la organización de la información, el registro en la memoria es igual al utilizado en la comunicación serial e inalámbrica, lo cual permite hacer la evaluación de la misma forma, sin importar la forma de registro.

9.1.1.5.3. Miwi

En este caso se utiliza este protocolo de comunicación inalámbrica, basado en el estándar IEEE 802.15.4, en donde se utiliza el transceptor MRF24J40MA, con el hardware necesario para utilizar el protocolo y que se comunica con el microcontrolador a través de la comunicación SPI. Este tipo de estándar está diseñado para comunicaciones de bajo transferencia (250kbit/s), de distancias cortas (menores a 100m) y de bajo consumo, de acuerdo a las consideraciones de diseño que se necesitaron para el prototipo.

Para que el sistema funcionara en conjunto con el USB Host, fue necesario reasignar los pines que se utilizaban originalmente y hacer los cambios dentro del firmware para que aplicaciones funcionaran dentro del mismo microcontrolador.

La configuración definitiva del protocolo, no hace parte de este trabajo, este se desarrolla en el proyecto de monitoreo vestibular, lo importante en este caso es adecuar el transceptor al diseño, para posteriormente unir el prototipo a la red de sensores creada para la evaluación ambulatoria de individuos.

9.1.1.5.4. EEPROM

La memoria EEPROM es un dispositivo de almacenamiento no volátil, a pesar de su poca capacidad, cumple un papel protagónico en el procesamiento de la información, ya que funciona como un buffer o dispositivo de almacenamiento temporal, lo que permite optimizar el uso de la energía, ya que tanto el USB-host como el protocolo de comunicación inalámbrica MiWi, consumen energía, luego hacer una comunicación permanente no es óptimo, ya que la tasa de la información es muy baja.

Figura 21. Diagrama esquemático del PCB

En la memoria EEPROM, se almacena la información que se va registrando, luego esta se lleva a la memoria USB o es transmitida por el transceptor, se puede hacer de esta forma porque el cálculo de las distintas variables se hace a una frecuencia conocida, lo cual se puede replicar en el sistema que interprete finalmente los datos.

9.1.1.6. Diseño y construcción del PCB

Ahora que se tiene todas condiciones para el funcionamiento del dispositivo, este se llevo a un diseño PCB (ver Fig. 21), para disminuir el espacio necesario para evaluar y controlar todos los sensores y cargas del sistema. Para esto se siguieron diferentes consideraciones las cuales se plasman en los anexos.

Los diferentes dispositivos se distribuyeron en dos capas diferentes (ver Fig. 22 y Fig. 23), las cuales se intercomunican por vías, que permite optimizar la distribución de los integrados. Otra de las características del diseño, es la distribución de la capa de tierra, en cual se dividió en una analógica y otro digital. Además se dirigieron las cargas con mayor consumo (ver Tabla 11) directamente a la fuente de alimentación, lo que permite disminuir el efecto por la activación de las mismas.

Figura 22. Capa superior del PCB con los dispositivos principales

Figura 23. Capa inferior del PCB con los dispositivos principales

Luego de la ubicación de cada uno de los elementos, se hizo un trazado de las rutas sobre cada una de las capas, buscando que tuviera la distancia mínima para evitar la dispersión de ruido en la tarjeta (ver Fig. 24 y Fig. 25).

Figura 24. Rutas y planos de tierra de la capa superior(rojo).

Figura 25. Rutas y planos de tierra de la capa inferior(azul).

9.1.2. Circuito Neumático

El circuito neumático permite hacer un registro de las diferentes variables del sistema respiratorio, donde se evalúa el comportamiento de las señales ventilatorias y de gases, las cuales necesitan ciertas especificaciones para garantizar el valor de la medición.

Para las variables ventilatorias se utiliza un neumotacómetro comercial, sobre el cual se debe garantizar que, el aire que llegue al sensor sea laminar, para lograr esto se creó un sistema el cual se acopla a una máscara de gases, donde se conecta el sensor de flujo y se adiciona una línea de muestra.

En el caso de las variables de gases, se utiliza los sensores para O_2 y CO_2 , con el fin de reducir costos, los sensores son industriales, lo que implica un tiempo de respuesta mayor, por lo tanto es necesario confinar el aire en una cámara, durante el tiempo necesario para hacer la medición. Para esto fue necesario adicionar al sistema, una bomba que muestrea el aire, una electroválvula que permite la circulación del aire hacia la cámara, un sistema opcional de purgar y una cámara de gases, la cual permite adecuar los sensores y contener el aire por el tiempo necesario para hacer la medición.

Todas las piezas se diseñaron en Solid Works y se construyeron en una impresora 3D, en el TecnoParque Sena Medellín, lo que facilitó la adecuación de las diferentes piezas del prototipo.

9.1.2.1. Sistema de muestra

El sistema de muestreo se compone de la bomba, la electroválvula, el sistema de desecación, acoples rápidos, T neumáticas y tubería de plástico; todo conectado al sistema de acople, sobre cual pasa directamente el aire inhalado y exhalado del individuo (ver Fig. 26).

La bomba permite hacer un muestreo del aire durante los periodos exhalatorios, debido a que el aire esta a la humedad del cuerpo, es necesario desecarlo, para evitar que la medición de la concentración del gas se modifique y preservar el funcionamiento de los sensores. De acuerdo a la mecánica de la bomba, nunca se lleva aire hacia el sistema de muestreo, lo que permite garantizar que no se modifica el ciclo respiratorio del sujeto.

El sistema de desecación se compone de un intercambiador de humedad de un sistema ventilatorio que contiene una espuma y sobre el cual se puede colocar gel de sílice, lo que aumenta la desecación del aire entrante (ver Fig. 27). Debido al diámetro del sistema fue necesario construir un dispositivo para acoplar la tubería de plástico estándar.

Figura 26. Diagrama sistema de muestreo.

La electroválvula permite determinar el origen del muestro de la señal, en este caso se puede muestrear de la máscara y en conjunto el ambiente, en el PCB se adicionó un conector para una electroválvula auxiliar, lo que permitiría muestrear directamente de la atmósfera ambiental y purgar la cámara.

Figura 27. Sistema de desecación, el cual se compone del intercambiador de humedad y los acoples acoples para el ajuste a la tubería estandar.

Finalmente los acoples rápidos permiten hacer las conexiones de la tubería, entre el sistema de acople y el circuito interno que lleva el aire hacia la cámara de gases.

9.1.2.2. Sistema de acople

La función del sistema de acople es conectar el sensor de flujo con la máscara y permitir el tránsito del aire en ambos sentidos, proveer una conexión para el sistema de muestreo y garantizar que el aire exhalado por el individuo, llegue al sensor en un régimen laminar o por lo

menos que se reduzca las turbulencias generadas por el sistema respiratorio, para garantizar las medidas en el sistema.

El primero de ellos es el sistema de acople máscara, el cual tiene la función de ajustarse a la máscara de gases, además se construyó de tal forma que el aire que transite por este se organice, gracias a la disposición de varias vías de pequeño diámetro, sobre los cuales circula el aire (ver Fig. 28).

Figura 28. Diseño esquemático del acople máscara, se observa el detalle de los orificios que permite organizar el flujo que atraviesa el sistema.

Estas pequeñas vías permiten que el aire se distribuya entre ellas, debido al pequeño diámetro y la longitud de la pieza, el aire que entra con turbulencia se reorganiza a la salida de la pieza, lo cual permite que llegue en régimen laminar, lo cual garantiza la medida en el sensor de flujo.

El diámetro del acople de la máscara y el sensor son diferentes, luego para llevar el aire exhalado sin pérdidas hasta el sistema de sensado, fue necesario crear una pieza la cual ajustara estas dos geometrías. La más conveniente dada las condiciones sobre las que se harán las pruebas, es una forma de cónica o tipo embudo (ver Fig. 29). El acople permite ajustar el sensor de flujo al sistema, sobre el cual el aire circula en ambos sentidos, sobre la pieza se adicionó una salida perpendicular a la línea transversal de la pieza, donde se puede ajustar la tubería de plástico para hacer la toma del aire exhalado con el sistema de muestra.

Figura 29 Diseño esquemático del acople sensor.

En conjunto el sistema de acople permite que aire circule a través del sensor, para determinar el flujo del sistema respiratorio, además se tiene un conector para el sistema de muestra, lo que permite llevar el aire exhalado hacia la cámara. El sensor de flujo tiene dos conectores los cuales se llevan al sensor de presión diferencial en el sistema electrónico a través de conectores rápidos, lo cual completa las entradas a la carcasa (ver Fig. 30).

Figura 30. Diagrama Sistema de Acople, se observa el detalle de las conexiones del sistema de muestra y el sensor, las cuales van hacia los acoples rápidos sobre la carcasa.

Finalmente el sistema de acople se une a una máscara convencional gases, la ventaja de este tipo de máscaras es que cuenta con un par de válvulas mecánicas las cuales permite la entrada del aire, pero la salida de este solo se puede por el orificio sobre el cual se adecua el sistema de acople, por lo tanto todo el flujo exhalatorio circula por el sistema (ver Fig. 31). La evaluación del flujo se hace con el volumen exhalado y el cálculo del volumen inhalado se deduce de la transformada de Haldane; como opción se puede sellar las válvulas y registrar ambas variables, pero se debe garantizar que las condiciones de entrada hacia el sensor sean en régimen laminar, lo que implicaría ajustar otra pieza a la salida del sensor.

Figura 31. Mascara de gases y sistema de acople

9.1.2.3. Simulaciones

Para garantizar la repetibilidad de las mediciones en el sensor de flujo, se debe garantizar que el aire que entra al sistema tiene un régimen laminar, dado que el sistema respiratorio es complejo, la mecánica del aire que circula a través de este varía en gran medida. A pesar de que en la mayoría del sistema el aire se puede considerar en régimen laminar (ver Tabla 3) en el tráquea se tiene un número de Reynolds en transición ($2000 < R_E < 4000$), luego se espera que el flujo a la salida se convierta en turbulento, debido a la geometría de la cavidad bucal.

Para observar el comportamiento del sistema ante un flujo turbulento, se evaluaron dos tipos de sistemas de acople, en el primero de ellos el acople de la máscara no cuenta con las vías (ver Fig. 32), el aire entra directamente al sistema, el segundo se tiene se consideran las vías, por las cuales es aire entrante se distribuye (ver Fig. 33).

Figura 32. Sistema de acople sin vías,

Figura 33. Sistema de acople con vías.

Se utiliza SolidWorks para hacer la simulación de la distribución del aire dentro de los dos sistemas, la evaluación que se puede hacer sobre la simulación es cualitativa y no ofrece la posibilidad de conocer con exactitud la velocidad en cualquier punto de la pieza, lo único que se puede hacer una comparación con la escala del sistema.

Para hacer la simulación se debe modificar la pieza, luego en el ensamble se deben adicionar tapas, sobre las cuales se definen las condiciones de entrada y salida de la simulación. En este caso se considera que el flujo va desde el acople de la máscara hacia el sensor, luego la tapa sobre esta pieza se considera entrada; la posición expuesta del sensor como la salida. La herramienta que se utiliza es FloXpress, la cual necesita ciertas consideraciones para la construcción del modelo (ver Tabla 14).

Tabla 14. Consideraciones simulación en SolidWorks, con la herramienta Flowxpress.

Característica	Unidades	Valor
Material		Aire
Volumen entrada	m ³ /s	0.006
Temperatura entrada	K	310
Presión de salida	Pa	101325
Temperatura salida	K	293

El tipo de fluido es aire, a temperatura corporal de 310K (37°C), el volumen de entrada se define como el valor del volumen de entrada de pieza del acople de la máscara, este espacio es llenado por el flujo proveniente de la exhalación, por lo tanto se define a partir de la geometría de entrada de la pieza y suponiendo que se tiene un volumen de 500 mL, con una frecuencia de 12 respiraciones por minuto, por simplicidad se considera el flujo se constante. Las condiciones para el flujo de salida son la presión ambiente de 1 atm (101325) y una temperatura de 293K (20°C).

Se observar el aire se acelera dentro de la pieza con vías, se alcanza un valor máximo de 7.361 m/s antes de llegar al sensor de flujo (ver Fig. 34). Ahora para el sistema diseñado sin vías, se observa un comportamiento similar, con una velocidad máxima es de 7.361 m/s (ver Fig. 35). Luego sobre los diferentes sistemas no se puede hacer una conclusión, ya que el punto de velocidad máxima es el mismo. Por lo tanto es necesario tener otras consideraciones para hacer la evaluación de los dos sistemas.

Figura 34. Resultado de la simulación del sistema con vías en FloXpress.

Figura 35. Resultado de la simulación del sistema sin vías en FloXpress.

El limitante de la simulación es que no se puede variar el ángulo de entrada del flujo, ni modificar las características para establecer un nivel turbulencia y no se puede hacer un análisis cuantitativo sobre un punto particular. Para ello se aconseja utilizar un software como COMSOL o ANSYS, los cuales están especialmente diseñados para evaluar flujos de acuerdo a la construcción de un modelo a partir de condiciones y parámetros lo que me permite establecer las condiciones necesarias para hacer una simulación integral del sistema.

9.1.3. Carcasa

Para integrar a los diferentes sistemas se diseñó y construyó una carcasa, la cual contiene las conexiones del sistema neumático, los dispositivos de control y medición, los actuadores, la cámara de gases, la batería e interfaz de usuario. Todo el sistema se ajusta en un espacio compacto y de bajo peso, el cual pueda portarse en diferentes pruebas laboratorio o campo (ver Fig. 36).

Figura 36. Vista de la carcasa, la parte frontal se puede observar la interface de usuario, con el espacio para los diferentes sistemas y las marcas representativas.

Dentro de la carcasa se dispusieron sistemas de sujeción, sobre los cuales se ajustan correas que amarran la batería, la bomba y las electroválvulas, evitando que estas choquen con las paredes de la carcasa. Se colocaron unas pequeñas pestañas que sobresalen en la parte inferior de la carcasa y las cuales limitan el movimiento sobre el plano de la base de la carcasa, los sistemas de sujetos limitan el movimiento en la dirección normal a este plano (ver Fig. 37).

Se adicionaron 4 pilares sobre los cuales se coloca la caja que guarda el PCB, debido a la manipulación, estos pilares fueron muy frágiles, por lo que se modificaron con unas piezas de plástico de mayor tamaño, sobre las cuales se pudieron adicionar unas arandelas, las cuales permiten ajustar la caja del PCB con tornillos.

Figura 37. Vista interna de la carcasa y detalle de los sistema de sujeción, pilares y pestañas, diseñados para limitar el movimiento de las piezas en los 3 ejes.

La caja del PCB separa el sistema de control dentro del prototipo, se incluyen pilares sobre los que se ajusta la tarjeta de control, además cuenta con orificios, los cuales permite ajustar esta a las columnas dentro de la carcasa, como los pilares se modificaron, se adicionaron otro juego de arandelas sobre la caja, ya que el tamaño de las piezas de plástico no tiene la altura suficientes, sobre la cual se pueda colocar la caja, debido al espacio que necesita la bomba y el sistema de desecación. Para proteger el contenido de la caja se adicionó una tapa en la cual está impreso en relieve en nombre del prototipo *E2-node (Energy Expenditure Node)* ya que este sistema se diseño como parte del proyecto de monitoreo vestibular. Como la tarjeta de control se conecta con todo el sistema de muestreo, los sensores, la interface y la batería, sobre esta se dispuso de dos espacios, por los cuales los cables de conexión se ajustan a los diferentes conectores sobre el sistema de control (ver Fig. 38).

Figura 38. Vista de la caja del PCB y de la tapa. Se observa los orificios para los pilares para la tarjeta, los orificios para las conexiones con la carcasa y los espacios por los cuales se conectan los dispositivos.

La interfaz de usuario, se compone de botones y leds, los cuales se utilizan para interactuar con el usuario, permitiendo que este inicie y termine cada uno de las pruebas con facilidad. Esta

cuenta con un botón de poder, tipo balancín, tres pulsadores y cinco leds. Los cuales están conectados a la tarjeta y se puede programar su utilización desde el microcontrolador. Junto a los botones se ubicaron los acoples rápidos, para la línea de muestra y las conexiones del sensor de flujo. Se adicionó un pequeño el nombre en relieve del sistema llamado *E2-Node*, una marca en relieve que orienta la conexión la posición para las conexiones de la tarjeta de control y el logo de grupo GIBIC. Las conexiones de la tarjeta se ajustaron de tal forma que se pueda, conectar la potencia, el cable de comunicación serial, la memoria y el jack de audio, el cual permite tomar la señal de frecuencia cardiaca (ver Fig. 39).

1	Leds
2	Conexión USB-Host
3	Conexión USB-Serial
4	Entrada potencia
5	Conectores rápidos
6	Botones
7	Conexión ECG
8	Salida neumática a la Atmósfera

Figura 39. Vista y descripción de las partes de la interfaz de usuario y la conexión del circuito ECG y las salidas neumáticas a la atmósfera.

La tapa superior, permite cerrar el sistema por presión, se adicionó unas pequeñas pestañas, las cuales se ajustan a la carcasa y facilitan su apertura. En esta se adicionó en relieve el logo del grupo GIBIC lo que ayuda a determinar la dirección de la misma (ver Fig. 40).

Figura 40. Vista de la tapa superior del prototipo, se observa el detalle de las pestañas, lo que permite cerrar el interior de la carcasa.

9.1.3.1. Cámara de gases

La cámara cuenta con dos orificios, sobre los cuales se colocan los sensores de gases, para hacer el ajuste, se adicionan *o-rings* sobre el cilindro que alberga el sistema de medición, luego este sistema se fija por presión y permite crear una barrera mecánica, la cual contiene el gas por un periodo necesario para hacer la medición. Para asegurar el ajuste dentro de la cámara se dispusieron pilares que coinciden con los huecos dispuestos para la sujeción de las tarjetas de los sensores de gases (ver Fig. 41).

Figura 41. Detalle de la cámara de gases, donde se aprecia las conexiones neumáticas, los orificios y los pilares para ajuste de los sensores de gases.

En la parte inferior de la misma se ubicaron varias entradas, sobre las cuales se conecta al sistema de muestreo, de acuerdo a la disposición seleccionada, se pueden obviar algunas de estas, para esto es necesario sellarlas, para garantizar la contención del aire.

9.1.4. Características del equipo

El prototipo *E2-node* es una herramienta versátil la cual se puede utilizar en diferentes tipos de pruebas para medir el gasto energético, debido a su bajo peso, los diferentes sistemas de comunicación integrados y la posibilidad de combinar varias técnicas de medición como la calorimetría indirecta, el registro de la frecuencia cardiaca y el movimiento a través del acelerómetro.

Cada una de las piezas internas se ajusta al espacio dispuesto para ellas, tal que no choquen unas contra las otras y tenga el suficiente espacio para moverse, de acuerdo a las pruebas que se realicen (ver Fig. 42). El ajuste de la batería, la bomba y la electroválvula se hace con amarras, los botones y leds por presión, los acoples rápidos se atornillan, los sensores de gases, la caja del PCB y la tarjeta de control se adecuan a los pilares, por último la t neumática y el sistema de desecación se unen a la tubería de plástico y los límites son las paredes de la carcasa (ver Fig. 43).

Figura 42. Imagen explosionada del prototipo final, donde se puede observar cada uno de los sistemas para su ensamble final.

Figura 43. Esquema del ensamble del prototipo, se observa la ubicación de los componentes internos, los botones, los acoples y las tapas.

Para determinar cuáles las prestaciones del prototipo, respecto a otros sistemas, se hizo una comparación sobre algunas de las características de este y dos equipos comerciales (ver Tabla 15). En cada una de las características se asigna un valor arbitrario de 1 a 3, donde la mejor tiene un puntaje de 3, para el prototipo se obtuvo un porcentaje de 55%, en comparación con el K2b4 (85%) y el Oxycon Mobile (87%), en esta clasificación no se tuvo en cuenta variables tan importantes como el costo del equipo, ya que el *E2-node* es un prototipo no es posible darle un valor, el cual se calcula a partir del dinero necesario para llevar a un producto comercial, además de todas los estándares que debe cumplir y el valor de comercializarlo. Sin embargo el sistema es comparable con los equipos comerciales, ya que se ajusta a un espacio compacto, cuenta con un acelerómetro y con prestaciones adicionales de comunicación, luego tienes las condiciones necesarias para desarrollar investigaciones relacionadas con la fisiología del sistema respiratorio y cardiovascular.

Figura 44. Imagen renderizada del prototipo final E2-node.

Tabla 15 . Comparación del prototipo E2-node con los equipos comerciales K4b2 y Oxycon Mobile.

Sistema	Ítem	E2-node	K4b2	Oxycon Mobile
Sensor de flujo	Tipo	Neumotacómetro	Turbina	Triple V
	Rango	0-100 L/min	0- 300 L/min	0-300L/min
	Precisión	3%	2%	2%
Sensor de O ₂	Tipo	Electroquímico	Celda Galvánica	Electroquímico
	Rango	15-25%	7 – 24%	0-25%
	Resolución	0.02%	0.02%	0.05%
	Respuesta (T ₉₀)	20s	120ms	80ms
Sensor de CO ₂	Tipo	NDIR	NDIR	Conductividad
	Rango	0-20%	0 – 8%	0-10%
	Resolución	0.04%	0.01%	0.05%
	Respuesta (T ₉₀)	45s	120ms	80ms
Comunicación	Inalámbrica	100m	800m	1000m
	Serial	USB-RS232	RS-232	RS-232
	Memoria	USB externa	Interna	Interna
Monitor de frecuencia		Interno	Polar Belt	Polar Belt
GPS		No	Si	Si
Acelerómetro		Si	No	No
Peso		2800 g	800g	950g
Dimensiones		160x81x142(mm)	170x55x100(mm)	126x96x41 (mm)
Sistema de calibración		No	Si	Si
Certificación	Tipo	-	MDD, FDA	MDD, FDA, ISO 13485
Soporte		No	Si	Si
Referenciado en la literatura		No	Si	Si
Total		38/69 [56%]	58/69 [84%]	60/69[87%]

9.2. OPTIMIZACION DEL SISTEMA

Para determinar la evolución de las variables fisiológicas, se debe establecer diferentes puntos de control, en el cual se determine las mejores condiciones para realizar la evaluación de la variable para así garantizar la reproducibilidad de las mediciones. Debido a las características buscadas con el dispositivo es necesario determinar el control de las cargas como la electroválvula, bomba y sensores de gases, de acuerdo al seguimiento del sensor de flujo.

Para esto se debe establecer el funcionamiento del microcontrolador, el cual se encarga de procesar la información y definir la activación de las cargas, cuya descripción se determina a partir de diagramas del control del inicio y estado, muestreo de gases, definición del pico espiratorio y frecuencia respiratoria. Otra de las condiciones que se evaluaron es el comportamiento de las principales variables, flujo, O_2 y CO_2 , donde se determina la variabilidad de las señales y establecer la validez de la información que se establece a partir de estas.

9.2.1. Registro de los sensores

Para hacer una correcta evaluación de la información de los sensores, se tiene en cuenta que el tiempo de respuesta de los sensores se establece en 20 y 45s para el sensor de O_2 y CO_2 respectivamente, luego se evalúa la respuesta del sistema ante diferentes muestreos tanto de gas exhalado y gas atmosférico (ver Fig. 45), en este caso se hizo una evaluación de tres muestras del aire exhalado seguidas de tres muestras de aire inhalado.

Figura 45. Respuesta de los sensores de gases durante tres muestras de aire exhalado y tres muestras de aire atmosférico. La línea de rojo corresponde a los valores del oxígeno, la línea azul la concentración del dióxido de carbono, y la línea punteada corresponde a los diferentes estados I-VII.

Tabla 16. Estados de la cámara en el muestreo del gas atmosférico y exhalado, se determina el valor promedio, la desviación estándar de la señal y el tiempo de respuesta al 99,9% del valor promedio.

Estado	Tiempo	Sensor O ₂			Sensor CO ₂		
		$\bar{P}$	D	T_{99}	$\bar{P}$	D	T_{99}
I	47.375	19.729	0.010	10.125	0.916	0.114	30.375
II	44.25	19.278	0.006	8.125	1.402	0.117	30.875
III	44.125	18.916	0.007	10.375	1.772	0.118	29.625
IV	46.25	19.488	0.012	10.625	1.269	0.108	30.375
V	44.375	19.945	0.008	9.75	0.835	0.118	29.25
VI	46.25	20.265	0.013	10.375	0.570	0.118	29.875

Para determinar el comportamiento de las señales toman los últimos 20 valores registrados previos al siguiente muestreo de aire (ver Fig. 45), este se evidencia en la modificación de la concentración registrada, ya que estos se ven afectados por la presión que ejerce el sistema de muestro sobre la cámara que contiene los sensores de gases.

Figura 46. Respuesta de los sensores de gases durante tres muestras de aire exhalado. La línea de rojo corresponde a los valores del oxígeno, la línea azul la concentración del dióxido de carbono, verde a la señal de flujo y la línea punteada corresponde a los diferentes estados I-IV.

Se observa que el comportamiento de la señal para los dos sensores es diferente (ver Tabla 16), se define el tiempo entre cada muestreo, las concentraciones promedio ($\bar{P}$) para cada valor y la desviación estándar de los datos (D), el sensor de O₂ tiene un comportamiento más estable que

el sensor de CO₂, sin embargo para determinar los valores de la cámara se tiene en cuenta solo como el valor promedio de los valores previos al muestreo del gas.

Además se determina el tiempo (T_{99}) en donde los datos registrados alcanzan el 99,9% del valor promedio final, en este caso se observa que el tiempo es menor a los 20 y 45s, luego se puede alcanzar un valor de estabilización de la concentración de los gases antes del tiempo de respuesta definido por el fabricante, debido a que los cambios para definir la estabilidad se determinan con variaciones de un rango mayor, que el alcanzado por el sistema de muestreo. A partir de esto se puede establecer un tiempo de muestreo menor, determinando las concentraciones de los gases exhalados con una menor cantidad de respiración que las registradas durante 45s.

Para cada sensor se establece utiliza una función de registro la cual toma 16 muestras las cuales saca el promedio, en el caso de la señal de CO₂, la variabilidad es mayor por lo tanto cuando se toma un registro de la variable se hace un nuevo promedio de 16 muestras y se utiliza un filtro de promedio, en el cual se toman las últimas 10 muestras registradas, por lo tanto por cada valor registrado se toma un promedio de 2560 muestras.

Tabla 17. Comportamiento de la señal de flujo, offset y desviación de la señal, estados de la cámara en el muestreo del gas exhalado, se determina el valor promedio, la desviación estándar de la señal.

Estado	Sensor Flujo(L/min)		Sensor O ₂ (%)		Sensor CO ₂ (%)	
	$\bar{P}$	D	$\bar{P}$	D	$\bar{P}$	D
I	4.019	0.222	20.241	0.007	0.735	0.071
II	4.097	0.191	19.772	0.010	1.214	0.051
III	4.201	0.140	19.394	0.037	1.672	0.055
IV	4.305	0.179	19.229	0.030	1.962	0.063

Esto mejora de forma significativa la variabilidad de la señal (ver Fig. 46), luego el registro sobre las demás señales permite establecer una repetibilidad sobre los datos que se están tomando de las 3 variables (ver Tabla 17). Para el caso de la señal de flujo se establece un offset de 4.1L/min, lo cual no interfiere con la evaluación de la información ya que en este caso se toma los valores por debajo de la señal que representa el flujo espiratorio, el inhalatorio se determina a partir de la transformada de Haldane.

9.2.2. Descripción del ciclo de muestro

En el ciclo de muestreo de la señal se toma el pico espiratorio de la señal de flujo, en el cual se activa la electroválvula, seguida de la bomba 0.3s después, ya que se considera que estos

dispositivos mecánicos no respondan de la misma forma, en el momento de su activación (ver Fig. 47). En este caso para la próxima activación de la bomba ocurre después de 45s y sobre el pico espiratorio de la señal, el ciclo completo se define con 3 muestreos de aire espiratorio y 3 de aire ambiental.

Figura 47. Activación de la bomba(rojo) y la electroválvula(verde) durante un pico espiratorio, la diferencia entre su activación es de 0.3s.

9.2.3. Firmware de control

En los siguientes diagramas se describe el funcionamiento del firmware utilizado dentro del microcontrolador, en donde se determina la lógica que se sigue para establecer el inicio y el control de estado durante el funcionamiento del dispositivo, la determinación de la frecuencia respiratoria y el control del ciclo de muestreo.

9.2.3.1. Inicio y control de estado

En este se establecen todas las condiciones de configuración del microcontrolador y de las funciones que administran los diferentes puertos y procesos de comunicación, se hace una verificación constante de los sensores hasta que se inicie el sistema con un botón de inicio en el prototipo. El control del estado se define con dos tipos de interrupciones, las cuales tienen una frecuencia de 10Hz en donde se establece un contador de tiempo y se evalúa cada uno de los sensores, sobre la cual se determina la marca espiratoria, a partir de la señal de flujo, la cual se utiliza para hacer la activación de la bomba y los valores de los sensores se llevarían a la memoria EEPROM, si esta se llena se haría una petición al transceptor para hacer la transmisión de los datos.

Junto con este control por parte de las interrupciones, se hace una verificación de las funciones UART, la que devuelve la información de los datos de los sensores que posteriormente se

guardan en un archivo en la aplicación y la función USB que permite establecer si está conectada una memoria y guardar los datos sobre esta (ver Fig. 48).

Las condiciones para almacenar la información en la memoria EEPROM y la transmisión de los datos de forma inalámbrica no hacen parte de este trabajo, sin embargo el hardware necesario se colocó en la tarjeta de control, una memoria con una capacidad de 32Mb y el transceptor MRF24J40MA.

Figura 48. Procesos de inicio y estado del microcontrolador.

9.2.3.2. Ciclo de muestreo

En el ciclo de muestro se inicia con la verificación de las condiciones de inicio, que se definen a partir del inicio por parte del usuario y de la evaluación de la señal de flujo, en la cual se utiliza la ecuación definida por el fabricante, que establece un valor medio de 98.97, por debajo de esta los datos corresponde a la señal espiratoria y por encima la señal inhalatoria, en este caso el prototipo utiliza una máscara que solo permite evaluar la señal espiratoria (ver Fig. 49).

Figura 49. Diagrama del ciclo de muestreo.

Solo se cumple cuando sobre pase el valor medio menos un valor delta (D), esto evita el offset asociado a la señal, luego se pregunta si la el muestreo de la señal espiratoria está habilitado ($bBEsp$) y si se han hecho menos de 3 muestreos ($cBEsp$), por último se establece si el máximo flujo determinado durante la evaluación de la señal no ha cambiado luego de 0.3s, esto determina que la señal ha cambiado de sentido y evita máximos locales, permitiendo el muestro con la bomba - $pump(10)$ durante 1s donde la electroválvula se activa previamente durante 0.3s, en el punto más álgido de la señal de flujo, el cual se considera el pico espiratorio y donde la concentración de los alveolos se manifiesta. Luego de estos se activa un contador hasta 45s, el cual evalúa cual es el ciclo que continua y reinicia las condiciones, para otro ciclo espiratorio o ambiente, en el proyecto se define 3 ciclos del aire espiratorio seguido de 3 ciclos de aire ambiental.

9.2.3.3. Frecuencia respiratoria

En el caso de la frecuencia respiratoria se tiene en cuenta 3 estados de la señal, la cual se calcula a partir de la ecuación de flujo y se define un offset (D) sobre el cual no se tiene en cuenta la información y se establece una frontera de la señal, a ambos lados del valor medio (98.97) esto con el fin de evitar transitorios sobre la señal de presión que activen el sistema por error.

Figura 50. Algoritmo para la determinación de la frecuencia respiratoria.

Por encima de este se establece como la señal inhalatoria y por debajo la señal exhalatoria, luego el inicio de ciclo se establece cuando sobrepase el primer offset hacia la señal inhalatoria ($bFE=1$, $bFI=0$), en este caso se cuenta el tiempo que está por encima ($contFI$), luego se llega otra vez a la línea de offset, en donde se cuenta el tiempo ($contNOTEI$) para que la señal llegue a la línea de la señal exhalatoria ($bFE=0$, $bFI=1$), por último se cuenta el tiempo sobre esta señal ($contFE$) y hasta el inicio de otro ciclo ($contNOTEI$), en el cual se establece las condiciones para el cálculo de la frecuencia respiratoria ($bFE=1$, $bFI=1$), donde se suma todos los tiempos ($contFE$, $contFI$, $contNOTEI$) ya que estos registros se hacen a una tasa regular de 10Hz, la suma establece el periodo ($PerR$) y el inverso de esta la frecuencia respiratoria (FR) (ver Fig. 50).

El cálculo de la frecuencia solo tiene un sentido, esto para evitar transitorios durante las diferentes pruebas que puedan afectar el cálculo de la frecuencia, el ciclo inicia con una inspiración, luego espiración y por último inicio de otro ciclo.

9.3. APLICACIÓN COMPUTACIONAL

La aplicación computacional permite hacer un manejo de toda la información registrada por el microcontrolador, donde se visualiza los estados actuales de las señales, se registra la información de los sensores y actuadores, además de un registro de variables derivadas de las señales de los sensores. Todo esto se registra en un archivo el cual permite con posterioridad evaluar el funcionamiento del sistema.

El desarrollo de la aplicación se hace con Labview, en donde se utiliza dos aproximaciones, una gráfica, donde se establecen las figuras, botones, texto, etc., que observa el usuario y un componente lógico que se construye a partir del lenguaje G, en el cual se utilizan diferentes bloques con los cuales se puede construir secuencias, pruebas lógicas, manejo de la información, pruebas matemáticas, registro de datos, etc. La capa gráfica (*Front Panel*) y la capa lógica (*Block Diagram*) trabajan en conjunto para construir una aplicación que permite visualizar y evaluar toda la información directa y deriva del prototipo, construida a partir del registro de los sensores y el control de las cargas del sistema.

La aplicación se divide en tres diferentes paneles, antropometría que permite registrar los datos del sujeto, evaluar los valores estimados a través de diferentes ecuaciones y cargar un archivo donde se etiqueta y posteriormente se utiliza en el segundo panel monitor, donde se observa la información del sujeto y se visualiza la información derivada a partir de los datos arrojados por los sensores, este se utiliza para hacer la evaluación del consumo de energía. Por último el panel de servicio, permite observar los datos directos de los sensores además cargar otro archivo para hacer el registro, este se utiliza para hacer la calibración del sistema y las pruebas sobre los sensores. Finalmente se determina el procesamiento posterior que se hace sobre los archivos que genera la aplicación, donde se determina diferentes tipos de análisis para evaluar el consumo de energía del sujeto y los resultados de las pruebas sobre los sensores del prototipo.

9.3.1. Panel antropométrico

El panel de antropometría se utiliza para determina la información inicial del sujeto, en el cual se registra el nombre y los parámetros antropométricos del peso, la altura, edad, género y la grasa libre (FFM). Estos parámetros se utilizan para hacer una estimación del consumo de energía a partir de las ecuaciones que se encuentran en la literatura, se tiene la opción de

cambiar las unidades en que se observa las ecuaciones, en este caso se puede en kcal/día ó MJ/día. En el mismo panel se observa 3 logos, UdeA, GIBIC y TecnoParque, las entidades donde se desarrolló el proyecto (ver Fig. 51).

Figura 51. Imagen del panel de antropometría de la aplicación.

El título del panel es *Sistema Gasto Energético*, cuenta con 2 botones, *Guardar*, y *stop Antropometría*, el primero ayuda a tomar la información de los datos del paciente y crear un archivo donde posteriormente se guarda la información del panel del monitor. Previo a guardar el archivo, se debe seleccionar su ubicación, este se crear por fuera, como un archivo de texto con una extensión txt.

El segundo botón permite facilitar el cambio de panel, este es una de las condiciones que desactiva el ciclo que administra el panel y que permite hacer el cambio a otro, para conocer en que panel se encuentra corriendo el sistema se adicionó un indicador de la variable *tab control*, en la parte superior junto a la pestaña de cada uno de los paneles. En la parte inferior se adicionó la fecha, hora y un texto informativo del panel para guardar el archivo y cambiar de panel.

El estado de la aplicación se define a partir de un ciclo infinito, el cual finaliza al cerrar la aplicación, los paneles se construyen con un bloque de *tab control*, y cada uno de los paneles se administra con ciclo infinitos y secuencias, para el cambio entre cada uno de ellos se definen condiciones de finalización (ver Fig. 52).

Figura 52. Imagen de parte del diseño en bloques del panel de antropometría.

En el panel de antropometría se define una secuencia en la primera se establece en un ciclo el cual se detiene con un botón (*stop Antropometría*) y con una variable que se activa en la siguiente secuencia (*tab control*). Hay una toma de variables las cuales se lleva a un arreglo, de aquí se lleva a un *case*, donde se tiene dos tipos de casos, que se activan con un botón *Guardar* y con una variable *saved* que se activa dentro del *case*, esto hace que solo sea posible guardar una vez, o sea solo se etiqueta el archivo una sola vez, en este caso se hace un doble registro sobre una secuencia en la primera se etiqueta los nombres y luego los valores tomados de las diferentes variables (ver Tabla 18). De estas se tiene la información antropométrica, el resultado de las ecuaciones de estimación y los valores de las condiciones del experimento, en este caso se utilizan los mismos valores para todos los experimentos y a partir de los cuales se definen el coeficiente para definir las variables en condiciones STPD y BTPS (ver Tabla 2), donde el primero se determina para las variables VO_2 y VCO_2 , y los datos que las utilizan y el segundo de igual forma, para las variables de los volumen inhalados y exhalados.

En este se utiliza el bloque *Write To Spreadsheet File*, el cual permite seleccionar la ruta, el tipo y la forma de registro, en este caso se definen como tipo *string*, donde se adiciona la información en la línea siguiente y la separación de la información es tipo tabulación, lo cual se tiene en cuenta luego para leer el archivo (ver Fig. 53).

Figura 53. Secuencia de la etiqueta del archivo de parámetros y variables registrados en el panel de antropometría, donde se utiliza el bloque *Write To Spreadsheet File* a partir de varios parámetros.

Con base en la información se hace la estimación de las ecuaciones de energía, en este caso se utilizan varias formas, en unas se crea un archivo (extensión *.ni*) adicional donde se toman datos se operan sobre ellos y se entrega la información, en otros se utiliza un *Formula Node*, y en los demás casos utilizan los bloques matemáticos.

Tabla 18. Etiquetas del archivo utilizado para el registro de las variables del prototipo.

Etiqueta	Comentario	Etiqueta	Comentario
Nombre	Un solo string	H&R	Eq. Henry & Rees
Edad	Años	MSJ	Eq. Mifflin-St Jeor
Altura	Centímetros	ICM	Eq. Harrington
Peso	Kilogramos	SCF	Eq. Ferraro/Ravussin
FFM	Grasa libre	BP	Presión Barométrica
Genero	F=0, M=1	Temp	Temperatura
HB	Eq. Harris Benedict	STPD	Condiciones estándar
FAO	Eq. FAO/WHO/UNU	BTPS	Condiciones cuerpo

En el caso de las unidades de las ecuaciones se utiliza un *tab control*, que permite intercambiar la información de las ecuaciones y cambiar las unidades. En este mismo se encuentra la información de la hora y la fecha. En el siguiente *frame* de la secuencia se tiene el cambio de

varios estados lógicos, el primero es una variable booleana, la cual inhabilita el ciclo del anterior *frame*, esto hace que cuando se le de guardar y se haya visto esta información, no se pueda cambiar en otro oportunidad. Adicional a este se encuentran dos *case*, de falso y verdadero, las condiciones de esto vienen dadas de dos variables booleanas para cada uno, que están relacionadas con el estado de los otros 2 paneles.

Ambos casos en la situación *false*, no se hace nada, en el caso *true*, en el primer caso se lleva al *tab control* que determina cada uno de los paneles la variable servicio y se vuelve falsa su respectiva condición booleana, en el otro caso se lleva monitor al *tab control* y falsa a su respectiva booleana, estas variables se activan en los otros paneles, cuando se han cumplido las estructuras internas del mismo, en los dos casos la condición se vuelve verdadera en el último *frame* de la secuencia. Esto me garantiza que cuando se llegue al este, se ha concluido con el trabajo del mismo panel, por lo tanto todo debe estar dispuesto para que cambiar de tab y por lo tanto de panel. Cuando se llega a este último *frame*, la variable del tab empieza a variar, ya que se entra en una dualidad, del tab en el que se encuentra y la asignación en el último *frame* de la secuencia, la selección depende del panel y este se manifiesta en el indicador en la parte superior del *front panel*.

Figura 54. Imagen del panel monitor de la aplicación.

9.3.2. Panel Monitor

En panel del monitor cuenta con el título, *Pruebas Gasto Energético*, un espacio para los logos, uno para observar la información que se toma del panel anterior, un control para seleccionar el puerto en el cual se conecta el cable serial del prototipo, en este caso no se cuenta con un control para seleccionar el archivo donde se va a guardar la información, ya que este se seleccionó en el panel de antropometría, luego con esto se garantiza que este estudio se guarde en el mismo archivo, etiquetado anteriormente. Se cuenta con tres botones, *Iniciar*, *Terminar* y *stop Monitor*, el primero de ellos inicia la secuencia de la toma de datos, este deshabilita el primer ciclo del primer *frame* de la secuencia que controla este panel. Se observa la fecha, la hora del sistema y un texto explicativo del mismo (ver Fig. 54).

Se tienen dos paneles para graficar 3 variables, donde al final del registro se puede desplazar por todos los datos y 12 paneles numéricos para todas las variables que se leen en el sistema. El segundo botón, *Terminar*, finaliza la secuencia de lectura y escritura en el *block diagram* y el botón *stop Monitor* facilita el cambio de panel en el *tab control*. Junto a la información del usuario se tiene 3 leds que muestran la activación de las electroválvulas y la bomba, en este caso se tiene una sola electroválvula que activa ambos leds, por último en el panel se va registrando el número total de muestras que se han muestreado.

Figura 55. Secuencia de control de estado del panel del monitor

En el *block diagram* se tiene una secuencia de cuatro estados controlan el funcionamiento del panel, en el primero se define un *case*, el cual se habilita con una variable booleana que se vuelve verdadera al final de esta secuencia, cuando es verdadera se le asigna a la variable del *tab control*, el valor de Antropometría, esto posteriormente facilita el cambio de panel.

Alternativamente se compara el estado de la variable *tab control* y su valor, si se da el caso que es diferente a la de monitor, entonces esta condición inhabilita la secuencia de lectura y escritura con la cual se grafican las diferentes variables. En este mismo *frame* se observa la información que se tomo del primer panel en un string que se grafica, debajo de los logos (ver Fig. 55).

Figura 56. Configuración del puerto serial y secuencia que marca el archivo de almacenamiento.

Todas estas condiciones hasta el momento se están verificando en el primer *frame*, para seguir al siguiente se utiliza las comparaciones con la variable del tab, y dos botones, el *Iniciar* y el *stop Monitor*. Con el primero se habilita las siguientes secuencias, en el otro caso se evitan estas secuencia y no se grafica nada, llegando al ultimo *frame* que cambia el estado de la variable *tab control* y facilita el cambio de panel. En el siguiente *frame*, la condición se establece en la comparación de la variable del *tab control*, si es *true* no se hace nada, si es *false*, se configura el puerto y se etiqueta el archivo (ver Fig. 56) del primer panel con dos espacios y 16 variables de registro, definidas por los sensores, el tiempo, el número de muestras, el estado de los actuadores y las variables derivadas, relacionadas con la mecánica ventilatoria y el consumo de energía (ver Tabla 19).

Tabla 19. Etiquetas del archivo utilizado para el registro de las variables del prototipo en el panel del monitor.

Etiqueta	Comentario	Etiqueta	Comentario
Muestra	Número de muestra	Estado	Estado bomba y electroválvulas
Tiempo	Hora-Minutos-Segundos	Vinh(L)	Volumen inhalado
Flujo	Valor flujo ADC	Vexh(L)	Volumen exhalado
O2	Valor O ₂ ADC	VO2(L/min)	Consumo de O ₂
CO2	Valor CO ₂ ADC	VCO2(L/min)	Producción de CO ₂
FC	Frecuencia cardiaca ADC	METS(mL/kg.min)	Equivalente Metabólico
FR	Frecuencia respiratoria ADC	GE(kcal/min)	Gasto Energético
Temp	Valor sensor temperatura ADC	RER	Coeficiente respiratorio

En el siguiente *frame* de la estructura se tiene la secuencia de despliegue de la información, cuyo estado se determina en un ciclo infinito el cual se detiene con el botón *Terminar*, dentro de este se define la fecha, el tiempo, los valores de las concentraciones de los gases y la configuración para almacenar las variables dentro del archivo (ver Fig. 57). En este caso los valores de la concentración de gases se dan un valor medio del rango fisiológico, es necesario hacer una evaluación posterior del archivo para determinar los cambios generados a partir del muestreo del aire, los datos almacenados dentro del archivo en este caso se definen como flotantes.

Figura 57. Estructura del despliegue y almacenamiento de información en el panel monitor.

El registro de las variables se hace a partir una secuencia de 15 *frames*, donde se escribe una letra sobre el puerto de comunicación y se espera los datos de retornos (ver Fig. 58), que se reconstruyen y se convierten en un número, el cual finalmente se almacena; se toma la información del sensor de O_2 , CO_2 , temperatura, el resultado de la definición de la frecuencia respiratoria, los valores ADC en el circuito de frecuencia cardiaca y el estado de los actuadores, cada uno se gasta 2 *frames*, el último de ellos se calcula todas las variables derivadas restantes (ver Tabla 19).

Al final de la secuencia se lleva al arreglo, el cual se escribe en el archivo de almacenamiento, de acuerdo a la configuración, los datos se van adjuntando al final del archivo, el orden coincide con las etiquetas del archivo.

Figura 58. Secuencia lectura sobre el puerto, espera de los datos y visualización de la frecuencia respiratoria.

En el último *frame* se tienen varias condiciones, en el primer *case*, se relaciona con el estado de las variables del *tab control*, luego aquí cuando es falso se cierra el puerto. Dentro del mismo *frame* se tiene por último dos *case*, los cuales se habilitan con las variables booleanas que se activan en los otros paneles, en el último *frame* correspondiente, si son verdaderas, cambian el estado de la misma variable booleana y asignan a la variable *tab control* el nombre de la correspondiente variable booleana, esto hace que se haga un intercambio intermitente en esta variable, lo cual facilita el cambio de panel.

9.3.3. Panel Servicio

Este es muy similar al panel del monitor, tiene por título *Panel de Servicio*, a diferencia de este no se observa información del sujeto, pero si información directa de los sensores y el estado de las electroválvulas y la bomba, el tiempo, la fecha y el número de muestras tomado (ver Tabla 20). También se tiene la opción de seleccionar un archivo para guardar la información, este debe haber sido creado previamente, como un .txt, para posteriormente leerse con una hoja de cálculo. Se tiene los logos y leds, para las electroválvulas y la bomba. Se cuenta con los mismos tres botones, de *Inicio*, *Terminación* y *stopServicio* (ver Fig. 59).

Tabla 20. Etiquetas del archivo utilizado para el registro de las variables del prototipo en el panel de servicio.

Etiqueta	Comentario	Etiqueta	Comentario
Muestra	Número de muestra	FC	Frecuencia cardiaca ADC
Tiempo	Hora-Minutos-Segundos	FR	Frecuencia respiratoria ADC
Flujo	Valor flujo ADC	Temp	Valor sensor temperatura ADC
O2	Valor O ₂ ADC	Estado	Estado bomba y electroválvulas
CO2	Valor CO ₂ ADC

Figura 59. Imagen del panel de servido de la aplicación.

Tiene la misma estructura del monitor, se tienen cuatro *frames*, el primero para ver los estados y garantizar los siguiente *frames*, el segundo para etiquetar el archivo, el tercero cuenta con la secuencia de lectura, escritura y despliegue de la información y el ultimo para cerrar el puerto y cambiar las variable booleanas para facilitar el cambio de panel posterior (ver Fig. 60).

Finalmente los tres paneles interactúan mutuamente, sobre ciclos que cambian de estado de acuerdo a los botones de *stop* en cada uno de los paneles, esta condición se define en el último *frame* de las secuencias, estas se utilizan para presentar de forma coherente la información que presenta el panel y los ciclos para actualizar de forma constante los cambios de las variables y el almacenamiento de la información.

Figura 60. Sistema de cambio de estado del panel de servicio.

9.3.4. Archivo de almacenamiento

La aplicación utiliza un archivo para guardar toda la información que van registrando los sensores y las variables derivadas, en este caso el panel inicial de antropometría toma este archivo y lo etiqueta, con los resultados de las diferentes ecuaciones (ver Tabla 18). Estas se componen información del sujeto y de las condiciones ambientales del experimento.

El panel del monitor a su vez toma este archivo, le da otra etiqueta que hace parte de las variables de la mecánica ventilatoria y del consumo de energía (ver Tabla 19). El panel de servicio, tiene la opción de seleccionar otro archivo para hacer un nuevo registro de las variables sobre este, en este caso las variables son menores y corresponde a las variables directas de los sensores y actuadores (ver Tabla 20).

Los valores presentados por la aplicación se calculan a partir de la suposición de un valor de las concentraciones de O_2 y CO_2 , ya que el análisis de los cambios sobre la cámara deben hacerse posteriormente para estimar estas concentraciones y definir los valores la cámara entre cada una los muestreos de gas exhalado hacia la cámara. Esto permite hacer una visualización con una incertidumbre coherente, ya que se puede utilizar para observar los cambios transitorios

durante las diferentes pruebas. Para hacer una valoración más preciso de la información es necesario utilizar el archivo generado y evaluarlo por fuera de la aplicación.

Para esto se utiliza un gestor de hojas de cálculo, como Excel o Calc, sin embargo se puede utilizar cualquier software o lenguaje de programación que soporte archivos de texto, en este caso se utiliza Excel, donde se crea un archivo con 4 hojas diferentes, en la primera de ellas se adjunta los datos del archivo generado por el prototipo, en la segunda hoja llamada “*Analisis_Volumen*” se evaluar el comportamiento de las señales de flujo y se definen las condiciones para cada ciclo respiratorio, en la tercer hoja nombrada “*Analisis_Gases*” se determina la concentración en la cámara de gases entre cada muestreo de la bomba, finalmente en la cuarta hoja “*Volumen_Bomba*” se determina la concentración que entra a la cámara entre muestreos, bajo la suposición que el aire que entra esta dentro de un rango fisiológico, luego se construye 3 matrices las cuales definen varios estados posible de la cámara de gases de acuerdo a los rangos fisiológicos, esto arroja varios candidatos de los cuales se escoge uno, como la concentración que entra hacia la cámara.

9.3.4.1. Procesamiento datos registrados

Cada una de las hojas depende de las columnas adicionales que se ajustan en la primer hoja (ver Tabla 21) donde se define el tiempo real en segundos, el comportamiento del flujo de acuerdo a la ecuación de conversión del fabricante y el volumen, que se define como el flujo sobre el muestreo de tiempo, en este caso se registran 8 muestras por segundo, el valor real para la concentración de O₂ y CO₂ y el estado de los actuadores.

Tabla 21. Columnas adicionales sobre la hoja de los datos generados por el prototipo, para el análisis de los volúmenes y la concentración de gases.

Columna	Comentario	Columna	Comentario
Tiempo	En segundos, total prueba	O2	Ecuación de conversión O ₂
Flujo	Eq de conversión (L/min)	CO2	Volumen inhalado
Volumen	A partir de flujo y el tiempo (mL)	Estado	Reasignación estado actuadores
Verificación	Volumen negativo(VE), positivo (FA)	Verificación	Activo (VE) no activo (FA)
Dirección	Dirección verificación volumen	Dirección	Dirección verificación estado

Para el volumen y el estado se definen dos columnas, la primera se define a partir de un condicional, en el caso del volumen si es negativo (VE), lo que corresponde al volumen exhalado, este se utiliza en la segunda hoja para determina el volumen exhalado por ciclo respiratorio y el estado activo (VE), donde se determina la activación de los actuadores, que se utiliza en la tercer hoja para establecer los cambios en la cámara de gases. Por último la

segunda columna determina la dirección de la verificación, la cual se utiliza para determinar indirectamente las variables en la segunda y tercer hoja

9.3.4.2. Análisis de volumen y energía

La segunda hoja “*Analisis_Volumen*” se utiliza para hacer el cálculo del volumen de acuerdo a la información que se genera en la primera hoja, en donde se hace ciertas restricciones sobre la información, luego en este caso solo se evalúa la información del volumen exhalado, luego el volumen inhalado se define a partir de la transformada de Haldane. Para evaluar cada una de las expiraciones se crean varias columnas un contador de ciclos, dos columnas que registran la dirección (dirDown - dirUp), el inicio y la duración de cada una de las exhalaciones, para esto se utiliza un offset se que define como el valor de la precisión del sensor de flujo (-5mL), luego sobre este valor se define que la información del volumen es correcta.

En este caso se suma el valor de la columna volumen de la primera hoja, que cumplen la condición, lo que resulta como el valor del volumen exhalado, luego este se multiplica por el coeficiente para dejar el valor en condiciones STPD, a partir de este se calcula el consumo de oxígeno (VO_2), producción de dióxido de carbono (VCO_2), el coeficiente respiratorio (RER), el gasto energético (GE) y el equivalente metabólico (MET) (ver Tabla 22).

Tabla 22. Columnas sobre la hoja “*Analisis_Volumen*” donde se determina el consumo de energía por cada una de las exhalaciones registradas.

Columna	Comentario	Columna	Comentario
Ciclo	Número de ciclo respiratorios	Vinh	Vol inhaldo, transformada de Haldane
dirDown	Dirección inicio exhalación	VO2	Consumo O_2 , condicionado >150mL
dirUp	Dirección final exhalación	VCO2	Producción CO_2 , condicionado a VO_2
Inicio	Tiempo de inicio de la exhalación	RER	Coeficiente respiratorio (VCO_2 / VO_2)
Duración	Duración de la exhalación	GE	Gasto energético (kcal/min/exhalación)
Volumen	Volumen exhalado - STPD	MET	Equivalente metabólico VO_2 /Peso

Sobre estos valores se define un promedio, el cual es el resultado que se presenta, sobre las columna VO_2 , se define una restricción, en donde el valor debe ser mayor al rango fisiológico (150mL), en caso contrario el valor se vuelve cero, por ende VCO_2 se restringe al resultado del VO_2 esto ayuda a descartar valores de exhalación que corresponde a transitorios del sujeto, como tragar o respiraciones por la nariz. Como se determina el valor cada exhalación, se puede determinar que el prototipo calcula el consumo de energía respiración a respiración, sin embargo falta determina los cambios de la concentración de gases, de acuerdo a los nuestros de la bomba.

9.3.4.3. Análisis de gases

En la tercera hoja “*Analisis_Gases*” se registra los cambios generados dentro de la cámara de gases, a partir de la activación de la bomba lo que genera cambios en el sensor, se adiciona la dirección del inicio y final de la activación del la bomba a partir de la primer hoja, el inicio y la duración, además se determina la concentración de gases (ver Tabla 23) para cada sensor a partir de los últimos 20 datos previos al inicio del muestreo.

En este caso como el ciclo es de 3 muestras de aire exhalado, seguidas de 3 muestras de aire atmosférico, se determina a partir de la información de este el volumen que se modifica dentro de la cámara, ya que se conoce las concentraciones de aire atmosférico (ver Tabla 1) y el volumen de la cámara (93.248mL), que se define a partir del volumen total, menos el espacio ocupado por los cabezales de los sensores y las pilares de sujeción dentro de esta.

Tabla 23. Columnas sobre la hoja “Analisis_Gases” donde se determina el consumo de energía por cada uno de los muestreos realizados por la bomba..

Columna	Comentario	Columna	Comentario
Muestra	Número de muestras de aire	CO2tend	CO ₂ del estado anterior al muestro
dirDown	Dirección inicio muestreo	VolO2	Volumen movilizado visto por O ₂
dirUp	Dirección final muestreo	VolCO2	Volumen movilizado visto por CO ₂
Inicio	Tiempo de inicio del muestro	O2exh	O ₂ exhalado derivado a partir del volumen
Duración	Duración del muestro	CO2exh	CO ₂ exhalado derivado a partir del volumen
O2tend	O ₂ del estado anterior al muestro		

Con ayuda de este volumen se determina el volumen de aire que entra en las muestras de exhalación y con la información de la concentración de los gases en la cámara y el volumen fijo de esta se determina la concentración del gas, que completan las dos últimas columnas. Luego en este caso se determina un promedio de concentración de gases durante las muestras de aire. En el caso del aire muestreo del ambiente se hace una promedio de los valores estimados de las 3 muestras de aire exhalado.

Esto junto con la información ventilatoria de cada ciclo respiratorio se puede determinar el nivel de energía respiración a respiración con un promedio de la concentración de gases durante varias respiraciones entre los muestreos de la bomba. Sin embargo en las pruebas de validación se observó que el volumen que modifica la bomba no es siempre fijo, por lo tanto se debió plantear otra estrategia para analizar los cambios de la concentración de gases a partir de los valores encontrados dentro de la cámara de gases.

9.3.4.4. Volumen bomba

La cuarta hoja “*Volumen_Bomba*” se utiliza para establecer las relaciones entre los muestreos de la cámara, donde se define a partir del rango gases fisiológicos y los posibles valores movilizados por la bomba, varias estados de la cámara, para cada uno de los sensores de gases.

Para esto se debe tener en cuenta que un muestreo de la señal del aire exhalado no llena completamente la cámara, luego el valor que se lee en esta no corresponde al valor actual del aire exhalado, se debe calcular a partir de esta relación cual es la concentración del gas, se observa que el muestreo de la bomba no es regular, a través de determinar el volumen que se modifica dentro de la cámara en cada uno de los muestreos, al llevar aire ambiental a esta, en este caso se supuso que el valor era el representativo de la atmosfera $O_2=20,946\%$ y $CO_2=0.03\%$, esta prueba se describe en el siguiente capítulo.

Tabla 24. Matriz del volumen O_2 , posibles volúmenes movilizados por la bomba y rango fisiológico del O_2 , que reconstruye el estado actual de la cámara $O_{2_C}=19.92\%$ a partir del estado anterior $O_{2_i}=20.36\%$, se marcan las casillas donde la diferencia con el estado actual de la cámara sea menor a 0.01.

O2	Volumen Bomba																			
	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24
18.00	20.23	20.21	20.18	20.16	20.13	20.10	20.08	20.05	20.03	20.00	19.98	19.95	19.93	19.90	19.88	19.85	19.83	19.80	19.78	19.75
17.85	20.22	20.20	20.17	20.14	20.12	20.09	20.06	20.03	20.01	19.98	19.95	-	19.90	19.87	19.85	19.82	19.79	19.77	19.74	19.71
17.70	20.21	20.19	20.16	20.13	20.10	20.07	20.04	20.02	19.99	19.96	19.93	19.90	19.87	19.84	19.82	19.79	19.76	19.73	19.70	19.67
17.55	20.21	20.18	20.15	20.12	20.09	20.06	20.03	20.00	19.97	19.94	19.91	19.88	19.85	19.82	19.79	19.76	19.73	19.70	19.66	19.63
17.40	20.20	20.17	20.14	20.10	20.07	20.04	20.01	19.98	19.95	-	19.88	19.85	19.82	19.79	19.75	19.72	19.69	19.66	19.63	19.60
17.25	20.19	20.16	20.12	20.09	20.06	20.02	19.99	19.96	-	19.89	19.86	19.82	19.79	19.76	19.72	19.69	19.66	19.62	19.59	19.56
17.10	20.18	20.15	20.11	20.08	20.04	20.01	19.97	19.94	19.90	19.87	19.83	19.80	19.76	19.73	19.69	19.66	19.62	19.59	19.55	19.52
16.95	20.17	20.14	20.10	20.07	20.03	19.99	19.96	-	19.88	19.85	19.81	19.77	19.74	19.70	19.66	19.63	19.59	19.55	19.52	19.48
16.80	20.17	20.13	20.09	20.05	20.01	19.98	19.94	19.90	19.86	19.82	19.79	19.75	19.71	19.67	19.63	19.59	19.56	19.52	19.48	19.44
16.65	20.16	20.12	20.08	20.04	20.00	19.96	-	19.88	19.84	19.80	19.76	19.72	19.68	19.64	19.60	19.56	19.52	19.48	19.44	19.40
16.50	20.15	20.11	20.07	20.03	19.99	19.94	19.90	19.86	19.82	19.78	19.74	19.70	19.65	19.61	19.57	19.53	19.49	19.45	19.41	19.36
16.35	20.14	20.10	20.06	20.01	19.97	19.93	19.88	19.84	19.80	19.76	19.71	19.67	19.63	19.58	19.54	19.50	19.45	19.41	19.37	19.33
16.20	20.13	20.09	20.05	20.00	19.96	-	19.87	19.82	19.78	19.73	19.69	19.64	19.60	19.55	19.51	19.47	19.42	19.38	19.33	19.29
16.05	20.13	20.08	20.03	19.99	19.94	19.90	19.85	19.80	19.76	19.71	19.66	19.62	19.57	19.53	19.48	19.43	19.39	19.34	19.29	19.25
15.90	20.12	20.07	20.02	19.97	-	19.88	19.83	19.78	19.74	19.69	19.64	19.59	19.54	19.50	19.45	19.40	19.35	19.31	19.26	19.21
15.75	20.11	20.06	20.01	19.96	-	19.86	19.81	19.76	19.72	19.67	19.62	19.57	19.52	19.47	19.42	19.37	19.32	19.27	19.22	19.17
15.60	20.10	20.05	20.00	19.95	19.90	19.85	19.80	19.75	19.69	19.64	19.59	19.54	19.49	19.44	19.39	19.34	19.29	19.23	19.18	19.13
15.45	20.09	20.04	19.99	19.94	19.88	19.83	19.78	19.73	19.67	19.62	19.57	19.52	19.46	19.41	19.36	19.30	19.25	19.20	19.15	19.09
15.30	20.09	20.03	19.98	-	19.87	19.82	19.76	19.71	19.65	19.60	19.54	19.49	19.44	19.38	19.33	19.27	19.22	19.16	19.11	19.06
15.15	20.08	20.02	19.97	-	19.85	19.80	19.74	19.69	19.63	19.58	19.52	19.46	19.41	19.35	19.30	19.24	19.18	19.13	19.07	19.02

Se pensó que si este valor era regular se podía establecer la concentración dentro del aire entrante a la cámara, al evaluar los cambios a partir de tomar aire del ambiente, como esto no sucede, luego se debe hacer una reconstrucción de los valores que generen las condiciones de la cámara. Esto es, se construye dos tipos de matrices, a partir de la concentración de gas, contra un rango de volumen movilizad por la bomba, este rango se define entre un valor de 5mL y 24mL, con cambios de 1mL, de acuerdo al observar los cambios variables cuando se lleva aire de la atmosfera hacia la cámara.

En el caso de la condiciones a partir de la información del sensor de O_2 (ver Tabla 24), se toma como un condicional que la diferencia del resultado de la matriz sea menor 0.01, en este caso se escribe una línea sobre las casillas.

Tabla 25. Matriz del volumen CO_2 , posibles volúmenes movilizad por la bomba y rango fisiológico del CO_2 , que reconstruye el estado actual de la cámara $CO_{2C}=0.96\%$ a partir del estado anterior $CO_{2_i}=0.59\%$, se marcan las casillas donde la diferencia con el estado actual de la cámara sea menor a 0.01.

VolB	Gases – CO2																			
	6.00	5.80	5.60	5.40	5.20	5.00	4.80	4.60	4.40	4.20	4.00	3.80	3.60	3.40	3.20	3.00	2.80	2.60	2.40	2.20
5	0.88	0.87	0.86	0.85	0.84	0.83	0.82	0.81	0.79	0.78	0.77	0.76	0.75	0.74	0.73	0.72	0.71	0.70	0.69	0.68
6	0.94	0.93	0.91	0.90	0.89	0.87	0.86	0.85	0.84	0.82	0.81	0.80	0.78	0.77	0.76	0.75	0.73	0.72	0.71	0.69
7	1.00	0.98	-	-	0.94	0.92	0.91	0.89	0.88	0.86	0.85	0.83	0.82	0.80	0.79	0.77	0.76	0.74	0.73	0.71
8	1.05	1.04	1.02	1.00	0.99	-	-	0.93	0.92	0.90	0.88	0.87	0.85	0.83	0.81	0.80	0.78	0.76	0.75	0.73
9	1.11	1.09	1.07	1.05	1.04	1.02	1.00	0.98	-	0.94	0.92	0.90	0.88	0.86	0.84	0.82	0.80	0.78	0.76	0.75
10	1.17	1.15	1.13	1.11	1.08	1.06	1.04	1.02	1.00	0.98	-	0.93	0.91	0.89	0.87	0.85	0.83	0.81	0.78	0.76
11	1.23	1.20	1.18	1.16	1.13	1.11	1.09	1.06	1.04	1.02	0.99	-	0.95	0.92	0.90	0.87	0.85	0.83	0.80	0.78
12	1.29	1.26	1.23	1.21	1.18	1.16	1.13	1.11	1.08	1.05	1.03	1.00	0.98	-	0.93	0.90	0.87	0.85	0.82	0.80
13	1.34	1.32	1.29	1.26	1.23	1.20	1.18	1.15	1.12	1.09	1.07	1.04	1.01	0.98	-	0.93	0.90	0.87	0.84	0.81
14	1.40	1.37	1.34	1.31	1.28	1.25	1.22	1.19	1.16	1.13	1.10	1.07	1.04	1.01	0.98	-	0.92	0.89	0.86	0.83
15	1.46	1.43	1.40	1.36	1.33	1.30	1.27	1.24	1.20	1.17	1.14	1.11	1.07	1.04	1.01	0.98	0.95	0.91	0.88	0.85
16	1.52	1.48	1.45	1.42	1.38	1.35	1.31	1.28	1.24	1.21	1.18	1.14	1.11	1.07	1.04	1.00	-	0.94	0.90	0.87
17	1.58	1.54	1.50	1.47	1.43	1.39	1.36	1.32	1.28	1.25	1.21	1.18	1.14	1.10	1.07	1.03	0.99	-	0.92	0.88
18	1.63	1.60	1.56	1.52	1.48	1.44	1.40	1.36	1.33	1.29	1.25	1.21	1.17	1.13	1.09	1.06	1.02	0.98	0.94	0.90
19	1.69	1.65	1.61	1.57	1.53	1.49	1.45	1.41	1.37	1.33	1.28	1.24	1.20	1.16	1.12	1.08	1.04	1.00	-	0.92
20	1.75	1.71	1.66	1.62	1.58	1.54	1.49	1.45	1.41	1.36	1.32	1.28	1.24	1.19	1.15	1.11	1.06	1.02	0.98	0.94
21	1.81	1.76	1.72	1.67	1.63	1.58	1.54	1.49	1.45	1.40	1.36	1.31	1.27	1.22	1.18	1.13	1.09	1.04	1.00	-
22	1.87	1.82	1.77	1.72	1.68	1.63	1.58	1.54	1.49	1.44	1.39	1.35	1.30	1.25	1.21	1.16	1.11	1.06	1.02	-
23	1.92	1.88	1.83	1.78	1.73	1.68	1.63	1.58	1.53	1.48	1.43	1.38	1.33	1.28	1.23	1.18	1.14	1.09	1.04	0.99
24	1.98	1.93	1.88	1.83	1.78	1.73	1.67	1.62	1.57	1.52	1.47	1.42	1.36	1.31	1.26	1.21	1.16	1.11	1.06	1.00

De igual forma se hace con la matriz que se construye a partir de la información del sensor de CO₂ (ver Tabla 25), como se observa en cada una de las matrices, varias combinaciones de volumen bomba y concentración de gas cumple el criterio que la diferencia con el estado actual sea menor a 0.01. Para hacer la selección de los valores de concentración de gases se toma la matriz de O₂, en la cual se toma cada columna de volumen, en los puntos donde el criterio de selección se cumpla, este mismo valor se toma en la matriz de CO₂, finalmente se toman los valores que coincidan con el dentro del volumen y cumplan el criterio de selección (ver Fig. 61).

O ₂	13	14	15	16	17	18	19	20
18	19,5	19,5	19,5	19,5	19,4	19,4	19,4	19,4
17,6	19,5	19,4	19,4	19,4	19,4	-	19,3	19,3
17,3	19,4	19,4	19,4	-	19,3	19,3	19,2	19,2
16,9	19,4	19,3	19,3	19,3	19,2	19,2	19,2	19,1
16,5	19,3	19,3	19,2	19,2	19,2	19,1	19,1	19,1
16,2	19,3	19,2	19,2	19,1	19,1	19,1	19	19
15,8	19,2	19,2	19,1	19,1	19	19	18,9	18,9
15,4	19,1	19,1	19,1	19	19	18,9	18,9	18,8

CO ₂	6	5,5	5	4,5	4	3,5	3	2,5
13	1,66	1,59	1,52	1,45	-	1,31	1,24	1,17
14	1,71	1,64	1,56	1,49	1,41	1,34	1,26	1,19
15	1,76	1,68	1,6	1,52	1,44	1,36	1,28	1,2
16	1,82	1,73	1,65	1,56	1,48	-	1,3	1,22
17	1,87	1,78	1,69	1,6	1,51	1,42	1,33	1,24
18	1,93	1,83	1,73	1,64	1,54	1,44	1,35	1,25
19	1,98	1,88	1,78	1,68	1,57	1,47	1,37	1,27
20	2,04	1,93	1,82	1,71	1,61	1,5	1,39	1,28

Figura 61. Ejemplo de selección de las parejas de gases que cumplen las condiciones en volumen y estado de la cámara. La línea verde corresponde a la relación de volumen, la línea roja al O₂ y la azul al CO₂.

Al hacer la evaluación de cada una de las columnas se generan varias parejas, las cuales recrean las condiciones de la cámara actual, en donde se tiene diferentes valores de volumen (ver Tabla 26), para determinar cuáles parejas son candidatas a generar el estado de la cámara de gases, se utiliza una tercera matriz, en donde se construye los coeficientes respiratorios a partir del rango fisiológico utilizados en las dos primeras matrices (ver Tabla 27).

Tabla 26. Tabla con los valores de concentración de gases seleccionados de acuerdo a los criterios sobre las matrices, que cumplen con el valor del rango fisiológico para el RER.

Gases Cámara			Volumen bomba (mL)				Promedio
%	Anterior	Actual	8	9	10	11	9.50
O ₂	20.36	19.92	15.20	15.80	16.20	16.65	15.96
CO ₂	0.59	0.96	4.90	4.40	4.00	3.80	4.28
RER			0.81	0.84	0.80	0.85	0.82

Se observa que no todas las parejas de concentración de gases cumplen el criterio del rango fisiológico para el RER, además las parejas seleccionadas tiene un RER muy similar a pesar que los valores O_2 y CO_2 son diferentes, esto permite establecer que el coeficiente respiratorio se mueve dentro de un rango más ajustado y cumple con los criterios fisiológicos.

Tabla 27. Matriz del coeficiente respiratorio RER a partir del rango de las concentraciones fisiológicas.

O2	CO2																			
	6.0	5.8	5.6	5.4	5.2	5.0	4.8	4.6	4.4	4.2	4.0	3.8	3.6	3.4	3.2	3.0	2.8	2.6	2.4	2.2
18.00	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.098	1.010	0.926	0.844	0.765	0.688
17.85	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.030	0.949	0.870	0.794	0.721	-
17.70	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.049	0.971	0.895	0.821	0.750	0.681	-
17.55	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.066	0.990	0.917	0.846	0.778	0.711	-	-
17.40	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.081	1.009	0.938	0.869	0.803	0.738	0.675	-	-
17.25	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.096	1.025	0.957	0.891	0.826	0.764	0.703	-	-	-
17.10	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.041	0.975	0.911	0.848	0.787	0.728	0.670	-	-	-
16.95	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.056	0.992	0.929	0.869	0.810	0.752	0.696	-	-	-	-
16.80	-	-	-	-	-	-	-	-	1.069	1.007	0.947	0.888	0.830	0.774	0.720	-	-	-	-	-
16.65	-	-	-	-	-	-	-	1.082	1.022	0.963	0.906	0.850	0.795	0.742	0.690	-	-	-	-	-
16.50	-	-	-	-	-	-	1.094	1.036	0.978	0.923	0.868	0.815	0.763	0.712	-	-	-	-	-	-
16.35	-	-	-	-	-	-	1.048	0.993	0.939	0.886	0.834	0.783	0.733	0.685	-	-	-	-	-	-
16.20	-	-	-	-	-	1.060	1.006	0.954	0.902	0.851	0.802	0.753	0.706	-	-	-	-	-	-	-
16.05	-	-	-	-	1.072	1.019	0.968	0.917	0.868	0.819	0.772	0.726	0.680	-	-	-	-	-	-	-
15.90	-	-	-	1.083	1.031	0.981	0.932	0.884	0.836	0.790	0.745	0.700	-	-	-	-	-	-	-	-
15.75	-	-	1.093	1.043	0.994	0.946	0.898	0.852	0.807	0.763	0.719	0.676	-	-	-	-	-	-	-	-
15.60	-	-	1.054	1.006	0.959	0.913	0.867	0.823	0.780	0.737	0.695	-	-	-	-	-	-	-	-	-
15.45	-	1.064	1.017	0.971	0.926	0.882	0.838	0.796	0.754	0.713	0.673	-	-	-	-	-	-	-	-	-
15.30	1.074	1.028	0.983	0.939	0.896	0.853	0.811	0.770	0.730	0.691	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
15.15	1.038	0.994	0.951	0.909	0.867	0.826	0.786	0.747	0.708	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

A pesar que los datos pasan por las tres matrices, quedan varias pajeras de gases y diferente volumen movilizado, que cumplen todas las condiciones; para seleccionar cual de las parejas es la definitiva se pueden determinar a partir de varios criterios, en donde se tenga en cuenta todos los valores generado en los diferentes muestreos de la bomba y se determine cuál es el valor de volumen bomba o RER que se repite más.

En este caso se hace un promedio de todas las variables, volumen, O_2 , CO_2 y RER, para determinar el valor más cercano y por ende el valor definido como las concentraciones de gases exhalados.

9.4. PRUEBAS DE VALIDACIÓN

En las pruebas de validación se desarrollan diferentes actividades para comprobar el comportamiento del prototipo del E2-node, todas están centradas en la técnica de la calorimetría indirecta, donde se determina el comportamiento y la validez de las mediciones de los sensores y la medición por parte del sistema en actividades de reposo.

La técnica de la calorimetría indirecta utiliza los sensores de gases y flujo, para los primeros se utilizan dos tipos pruebas, que buscan determinar las relaciones que se establecen dentro de la cámara de gases, de acuerdo a la activación de la bomba, llevando aire atmosférico y una concentración conocida de gases y evaluar el tiempo de equilibrio de la cámara de gases. Para el sensor de flujo, se comprueba las mediciones hechas al utilizar una jeringa de calibración, en el cual se establecen diferentes configuraciones relacionadas que emulen el aire inhalado y exhalado.

La utilización del equipo se lleva a cabo en estados de reposo, donde se evalúa el gasto energético basal, reposo y el efecto térmico de los alimentos sobre los cuales se establece las relaciones que reportan en la literatura a través de protocolos establecidos.

9.4.1. Pruebas de los sensores

Las pruebas sobre los sensores, pretenden determinar el correcto funcionamiento del sistema, y por ende de la medición del gasto de energía a partir de la técnica de la calorimetría indirecta, la información proveniente de estos se digitaliza, exponiendo los sensores a cambios físicos que se traducen en información de nivel en voltaje, esta se digitaliza en el conversor ADC del microcontrolador, se interpreta y finalmente es llevada al archivo de almacenamiento.

En el caso de los sensores de gases se tiene el sistema de medición está lejos de la fuente directa de información, debido al gran tamaño de los sensores y el tiempo de respuesta de los mismos, fue necesario contener el aire en un espacio adecuado para colocar los sensores y medir los cambios generados. Luego se debe garantizar que el tiempo necesario para la medición no cambia la información significativamente y evaluar cómo se modifica el sistema de muestra el aire que es llevado a la cámara de gases.

Para el sensor de flujo se tiene que el sistema de acople, se ajusta de tal forma el aire que circula por el sistema ventilatorio se expone a este, aunque el valor del volumen varía en el punto de medición, debido a que el aire se enfría antes de llegar a este punto, sin embargo a través de las condiciones del experimento, el valor se corrige, tanto para establecer las variables ventilatorias en condiciones BTPS y la información de energía en condiciones STPD. Además es necesario

determinar los cambios generados a partir de la geometría utilizada para acoplar el sensor de flujo en la máscara que utiliza el sujeto y establecer la validez de estos datos.

9.4.1.1. Sensores de gases

En las pruebas de los sensores de gases se establece el comportamiento de la cámara de gases y los sensores de gases, la primera prueba se establece el vaciado de la cámara, en donde se lleva aire con concentraciones diferentes a la atmosférica y luego se vacía, llevando aire atmosférico a esta. En la prueba de equilibrio, se lleva aire con una concentración diferente a la atmosférica y se establece el tiempo que le toma que las concentraciones dentro de la cámara y la atmosférica sean iguales.

9.4.1.1.1. Diseño de las pruebas de los sensores de gases

El aire está compuesto de varios tipos de gases, los más importantes son el O_2 (20.946%), nitrógeno (78.084%), dióxido de carbono (0.03%), entre otros. Se considera que las concentraciones son muy estables, por lo tanto se puede utilizar estos valores para hacer un muestreo del aire atmosférico y observar los cambios sobre las concentraciones en la cámara de gases.

El procedimiento para esto fue, hacer un registro de las concentraciones de los sensores durante los primeros instantes, con lo cual se hace las correcciones sobre los sensores, ya que los cuales en ocasiones muestran un valor el cual no corresponde a las concentraciones atmosféricas, en este caso la corrección es aritmética y el valor siempre está por encima.

Prueba de exhalación

Luego que se ha hecho el registro, se lleva aire exhalado directamente a la cámara, soplando sobre el sistema de muestreo, el aire entra con normalidad y no puede ser sacado directamente ya que la bomba tiene un sistema de membrana que permite que el aire circule en un solo sentido. Ahora se hacen muestreos del aire atmosférico hasta que se observe que las concentraciones de los gases corresponden a los valores normales. Del registro de la prueba se analiza los cambios en cada uno de los momentos previos y posteriores a cada activación de la bomba, esto me permite establecer las concentraciones antes y después, para determinar cuál es el volumen modificado y por ende el trabajo de la bomba.

Prueba CO_2 sólido

En este caso se va a tomar aire desde un recipiente con concentraciones conocidas, en las cuales se coloca hielo seco, el cual está hecho de CO_2 que se sublima a temperatura ambiente, este se coloca en un recipiente sellado, que está conectado a otro recipiente con agua, lo que se busca es que gas desplace dentro del primer recipiente al O_2 y en este solo quede CO_2 , sobre el

recipiente se conecta una segunda línea que va unida a un T, sobre la cual se dispone el sistema de muestreo (ver Fig. 62).

Figura 62. Diagrama del montaje de la prueba de gases con la utilización de CO_2 sólido.

En el recipiente el gas solo puede salir por la manguera conectada al segundo recipiente con agua, lo que genera burbujas y es una evidencia del movimiento del gas, generado por el hielo seco, después de algún tiempo se espera que todo el O_2 sea desplazado por el CO_2 . Adicionalmente este se conecta a una T, sobre la cual se conecta el sistema de muestra. Luego de un tiempo donde se espera que el oxígeno haya sido desplazado en su totalidad, se muestrea una cantidad de aire del recipiente.

Para evaluar la repetibilidad del sistema, el aire se restituye a través de muestreos consecutivos de aire atmosférico, hasta restablecer las concentraciones dentro de la cámara, lo que permite tomar otro muestreo desde el recipiente, para comparar la diferencia de las mediciones.

9.4.1.1.2. Vaciado cámara

Para la prueba del vaciado de la cámara de gases se tiene en cuenta que el volumen de cámara de gases se establece como el espacio total la cámara menos el volumen que ocupan el cabezal de los sensores de gases y los pilares de sujeción, en total el valor es de 93.248mL. En el muestro de aire se supone que los valores oxígeno y dióxido de carbono tiene las concentraciones atmosféricas. Para determinar el valor movilizado, se tiene en cuenta la concentración antes y después de la cámara, la concentración del aire entrante y la concentración de la cámara.

Prueba de exhalación

En este caso el aire llega hasta un valor de 14.856% para el sensor de O_2 y 6.417% para el sensor de CO_2 , en donde luego se lleva aire del ambiente hasta restituir las concentraciones dentro de la cámara (ver Fig. 63)

Figura 63. Vaciado de la cámara de gases en la prueba de exhalación. La línea roja corresponde al valor del sensor de O_2 y la línea azul al sensor de CO_2 .

Cada sensor observa un espacio diferente sin importar las concentración del otro gas, luego se evalúa cual es el volumen que modifica cada muestro de la bomba, respecto a la información del cada sensor, en este caso se observa que los valores son diferentes para cada uno de los sensores (ver Tabla 28).

Tabla 28. Registro de los valores del vaciado de la cámara de gases, se establecen los cambios del volumen determinados por cada sensor y el volumen de la cámara en la prueba de exhalación.

Muestra	Inicio(s)	Vol Camara (mL)		O_{2ATM}	CO_{2ATM}
		93,248		20,946	0,03
		O_2 (%)	CO_2 (%)	VolBO ₂	VolBCO ₂
1	62.75	14.856	6.417	17.231	20.888
2	151.50	15.981	4.987	30.329	32.577
3	194.13	17.596	3.257	29.591	30.445
4	247.75	18.659	2.205	28.100	30.241
5	299.13	19.348	1.501	27.599	32.168
6	365.88	19.821	0.996	24.311	24.199
7	407.00	20.114	0.746	19.114	21.145
8	450.00	20.285	0.585	24.300	26.104
9	549.88	20.457	0.431	25.872	27.621
10	594.88	20.593	0.314	25.646	-20.849
11	637.75	20.690	0.376	31.370	69.160
12	679.75	20.776	0.123	36.209	-34.921

Y que entre cada muestreo el aire movilizado es diferente, a partir de esto se confirma que al ser dispositivos mecánicos, no se puede garantizar el aire que es movilizada en cada activación, por lo tanto se establece la utilidad de definir las 3 matrices de análisis, ya que se tendría en cuenta la variabilidad entre muestreos.

Prueba CO₂ sólido

En este caso se lleva aire a una concentración de 100% de CO₂ y 0% de O₂, ya que se supone que el hielo seco esta hecho completamente de CO₂ y que el montaje permite que el aire sea desplazado por el gas sublimado y llevado fuera del recipiente desde el cual finalmente se toma el aire que es llevado a la cámara(ver Fig. 64); de aire dentro del recipiente se toma solamente una muestra, debido a la alta concentración del CO₂, solo basta una para sobrepasar el rango del sensor.

Figura 64. Imagen del montaje para la prueba con el CO₂ sólido.

Al igual que la prueba de exhalación, el aire se restituye dentro de la cámara a través de varios muestreos de aire atmosférico, inicialmente se observa que la concentración de CO₂ como se esperaba, está por encima del rango del sensor, ya que cuando son necesarias varias muestras para que el valor del sensor comience a bajar (ver Fig. 64).

Otro de los detalles que se observa en esta prueba es el comportamiento en la primera muestra de aire atmosférico, en el sensor de O₂ se encuentra que a pesar del muestreo de aire con una concentración por encima de las condiciones actuales de la cámara, el valor disminuye (ver

Tabla 29). La única forma que esto suceda es que la concentración que va hacia la cámara es menor a la actual, luego adicional al espacio de la cámara, existe un volumen en el cual se guarda parte del aire que se muestre por la bomba, este debe ser el espacio entre la entrada a la cámara y la bomba.

Figura 65. Vaciado de la cámara de gases en la prueba del CO_2 sólido. La línea roja corresponde al valor del sensor de O_2 y la línea azul al sensor de CO_2 .

A este espacio se le nombra como la pre-cámara, este es un término muy conveniente, el cual se puede utilizar también para evaluar la variabilidad del muestro por parte de la bomba. Al calcular el volumen que observa cada sensor después del muestreo desde el contenedor se observa que valor es cercano a 20mL, luego cuando se hace el primer muestro de aire atmosférico, se tiene que el valor del volumen es negativo, por lo tanto en este caso el valor de la pre-cámara es de aproximadamente 15mL. Por lo tanto para evaluar la información se puede establecer que el muestro por parte de la bomba es regular y se tiene un componente dinámico representado por la pre-cámara.

Otra de las consideraciones que tienen en cuenta es que el sistema de nuestro no está sellado completamente, donde parte de aire que entra se compone de información fisiológico y parte del aire es atmosférico, por lo tanto en este caso es muy importante utilizar las matrices de volumen, la matriz del coeficiente respiratorio y el concepto de la pre-cámara para determinar las concentraciones de los gases que tiene información de las concentraciones fisiológicas.

La utilidad de que el sistema no esté sellado es muy importante, ya que ahorra costos en la producción del prototipo, además que se tiene en cuenta que se utilizan dispositivos mecánicos

los cuales se degradan con el tiempo, por lo tanto estas pruebas ayudan a determinar los valores de la pre-cámara y finalmente definir las concentraciones que corresponden a datos fisiológicos y aquellos que corresponden al aire atmosférico.

Tabla 29. Registro de los valores del vaciado de la cámara de gases, se establecen los cambios del volumen determinados por cada sensor y el volumen de la cámara en la prueba del CO₂ sólido.

Muestra	Inicio(s)	Vol Camara (mL)		O ₂ ATM	CO ₂ ATM
		93,248		20,946	0,03
		O ₂ (%)	CO ₂ (%)	VolBO ₂	VolBCO ₂
1	22.375	21.069	1.316	19.526	20.689
2	133.875	16.657	23.211	-15.301	-0.088
3	178.875	15.953	23.233	27.350	0.162
4	232.875	17.418	23.193	29.062	7.674
5	287.000	18.517	21.287	39.969	22.625
6	329.375	19.558	16.129	33.869	26.498
7	395.375	20.062	11.554	29.784	24.826
8	434.625	20.345	8.486	29.838	27.124
9	495.875	20.537	6.026	35.521	25.652
10	540.000	20.693	4.377	42.527	23.040
11	590.500	20.808	3.303	62.051	16.815

9.4.1.1.3. Equilibrio de la cámara

En la prueba del equilibrio de la cámara se quería determinar el tiempo que le toma a la cámara de gases restituir las concentraciones de gases, dado que al llevar aire exhalado, las diferencias la concentración atmosférica, hace que se genere una fuerza, la cual equilibra las concentraciones, dado que la cámara de gases no se encuentra sellada. Al igual que la prueba exhalación, la cámara se llena hasta que el valor es menor a 15%.

Para esto se toma como punto de inicio un valor de 15% y se determina el tiempo necesario (T_{99}) para que la concentración llegue al 99% del valor atmosférico del sensor de O₂ (20.736%) (ver Tabla 30), se registra el tiempo de cada prueba y la tasa de cambio del porcentaje del sensor por minuto(R).

En promedio se establece que el tiempo para que se lleve al valor de 15% del sensor de O₂ al 99% del valor atmosférico es de 70.9 minutos y por cada minuto que se tiene el gas dentro de la cámara se modifica el 0.081% del valor de la concentración del gas.

Figura 66. Equilibrio de la cámara de gases a partir de la información del sensor de O_2 , donde se establece como el punto de estabilización el 99% del valor de la concentración atmosférica (20.736%).

A partir de esto se puede determinar que contener el aire dentro de cámara no modifica en gran medida las características del gas, ya que si se tiene en cuenta la resolución para el sensor de O_2 de 0.02%, es necesario 74 segundos para que se modifique en 0.1% la concentración del gas y como la respuesta del sensor es de 20 segundos, el valor se modifica tan solo en 0.03% durante el tiempo de respuesta del sensor de O_2 .

Tabla 30. Registro de los tiempo de estabilización de la concentración de la cámara durante diferentes pruebas de equilibrio.

Estado	Tiempo(m)	R(%/m)	T ₉₉ (m)
I	102.7	0.075	76.6
II	84.1	0.085	67.5
III	102.3	0.074	77.3
IV	99.3	0.078	72.9
V	98.3	0.076	75.2
VI	80.4	0.093	61.6
VII	85.4	0.088	65.2
Promedio		0.081	70.9

9.4.1.2. Sensor de flujo

En este caso la variable que se busca es determinar cuál es la cantidad de volumen que muestra la bomba, si se conoce este valor se puede determinar de acuerdo a los cambios en los sensores la concentración de cada uno de los gases que se están muestreando.

La bomba es un dispositivo mecánico, que se activa y jala aire en un sentido, este aire es indeterminado y depende del tiempo de activación, luego se busca determinar cuál es la cantidad de aire movilizado durante un periodo de tiempo hacia la cámara, a través de tomar concentraciones conocidas de gas y llevarlas a la cámara, luego a partir de los cambios en los sensores y del conocimiento del volumen confinado en la cámara, se puede establecer cuanto aire es movilizado y por ende determinar el comportamiento de la bomba.

Para desarrollar las pruebas del sensor de flujo se trabaja con una jeringa de volumen *Hans Rodolph 5530*, utilizada para verificar dispositivos de ventilación y espirometría, donde se garantiza un volumen constante de 3 litros. En el desarrollo de la calibración se utiliza un protocolo, el cual se utiliza una de las pruebas se calcula el error y la incertidumbre de las mediciones hechas con la jeringa de calibración en cada una de los montajes. En el análisis de los datos se calcula el error (E), donde se resta el valor nominalmente verdadero (VNV) [71], que corresponde al volumen de la jeringa de calibración (3L) y el promedio del total de los datos. Para el cálculo de la desviación estándar (S) se tiene $n = 10$ como la cantidad de datos por cada registro según el protocolo, luego se toma como la raíz de la sumatoria del promedio de todos los datos menos cada valor sobre el número de datos menos uno [72].

$$E = VNV - \overline{Dato(i)}$$

$$S = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{i=1}^{10} (\overline{Dato(i)} - Dato(i))^2}$$

Para el cálculo de la incertidumbre sobre las mediciones se toman varias consideraciones, la primera de ellas es la evaluación sobre las mediciones hechas llamada incertidumbre tipo A (μ_A), a partir de la desviación estándar y el número de datos, luego sobre los equipos utilizados, esta es llamada incertidumbre tipo B (μ_B) y corresponde a la precisión de los equipos utilizados [73], en este caso para el sensor de flujo $E_s = 3\%$ (50mL) y para la jeringa de calibración es del $E_p = 1\%$ (30mL).

$$\mu_A = \frac{S}{\sqrt{n}}$$

$$\mu_B = \sqrt{E_s^2 + E_p^2}$$

La incertidumbre combinada (μ_c), la cual es la incertidumbre total asociada al error de la medición, se determina como la raíz de la suma de los cuadra de las incertidumbre tipo A y B,

seguidamente para determinar la incertidumbre expandida (μ_E), se utiliza la distribución t de Student, donde se escoge el factor de cobertura correspondiente a los datos[74], en este caso para un número de datos ($n=10$) y una confiabilidad del 95% ($k = 1.81$), que se multiplica por la incertidumbre combinada.

$$\mu_C = \sqrt{\mu_A^2 + \mu_B^2}$$

$$\mu_E = k \cdot \mu_C$$

La representación de los datos se hacer a partir del promedio de la señal más o menos la incertidumbre sobre las mediciones de la señal.

9.4.1.2.1. Jeringa de calibración

La jeringa se compone de un cilindro, un embolo y conexión T (ver Fig. 67) Sobre el embolo se encuentra un limitador ajustable, el cual garantiza la salida de 3L o que puede regularse por separaciones de 250mL. A la salida la conexión en T permite la circulación del aire en un solo sentido, gracias a dos válvulas mecánicas internas, lo que permite que no se afecta el volumen en la conexión opuesta. Cuando se acciona el embolo el aire entre al cilindro por la conexión de color blanco, cuando se empuja hacia fuera de este, lo hace por la conexión de color amarillo.

Esta disposición es muy útil, ya que permite evaluar el comportamiento del sistema de acople, para cada una de la pieza en T, se establece un tipo de prueba y se aplica el protocolo de calibración, con el fin de determinar la incertidumbre sobre las mediciones y confrontar las diferentes hipótesis para el diseño y la construcción de sistema de acople.

Figura 67. Esquemático de la jeringa de calibración Hans Rudolph 5530.

9.4.1.2.2. Diseño de pruebas sobre el sensor de flujo

Se establecieron tres tipos de pruebas diferentes (ver Fig. 68), dos para la salida (I-II) y una para la entrada de la jeringa (III), en cada una de ellas se cambia el sentido del sensor de flujo como medida para evaluar el rango, este se definió como 100L/min en ambas direcciones, pero de acuerdo a la conversión en uno de los sentidos este puede llegar a 200L/min.

Figura 68. Montaje de las pruebas del sensor de flujo y conexiones al prototipo E2-node. Prueba de exhalación (I), inhalación (II) y turbulencia (III). En la conexión el sistema de muestra se utiliza el acople de la máscara y acople del sensor.

En este caso se hizo una prueba para observar el comportamiento en ambos rangos o sentidos del sensor (ver Fig.), donde la dirección 1 (+) se determina como el rango de 0-200L/min y la dirección 2 (-) como el rango de 0-100L/min, que se marca con un valor negativo. En la primera de ellas los valores varían alrededor de 3000mL, correspondiente al valor de la jeringa, ahora en la dirección 2 el valor se ubica en un valor medio cercano a 2200mL. Esto se debe al acondicionamiento del sensor, en la dirección 2, la acción de la jeringa durante la prueba alcanza un valor mayor a 100L/min, por lo tanto no se registran los valores que permite describir los 3L que entrega la bomba. Por lo tanto la dirección 2, se usa para pruebas de bajo volumen como actividades en reposo y la dirección 1 para pruebas de mayor volumen como la activación de la jeringa de volumen y prueba en actividad.

La dirección depende del sentido de las conexiones internas al sensor diferencial, en este caso la referencia, es la entrada (-) en los acoples rápidos en el prototipo (ver Fig. 46). Otra forma de identificar la dirección del sensor es observar los cambios sobre la aplicación, ya que en la dirección 1, la exhalación se manifiesta por encima del offset de la señal y en la dirección 2 se observa por debajo de la misma.

Figura 69. Gráfico de las pruebas sobre el rango del sensor, en ambas direcciones. El primer eje corresponde a la línea azul en el rango de 0-200L/min y el segundo eje a la línea roja con un 0-100L/min.

Por último para comprobar el comportamiento del sistema de acople en cada una de las pruebas se utiliza sólo el sensor de acople (ver Fig. 47) para determinar la variabilidad con respecto a la pieza acople de la máscara.

Figura 70. Montaje alternativo del las prueba, solo se utiliza el acople del sensor.

9.4.1.2.3. Pruebas

Las pruebas se desarrollaron bajo un ambiente controlado, a una temperatura de 22°C y una presión barométrica de 640mmHg en el E.S.E Hospital La María de Medellín, durante el mismo lapso de tiempo, para evitar cambios sobre los datos registrados, relacionados con los cambios ambientales (ver Fig. 71).

Figura 71. Imagen del montaje de las pruebas de calibración del sensor de flujo.

Prueba de exhalación

En este caso el aire proveniente de la jeringa, es llevado al sistema, desde el acople de la máscara hasta el sensor de flujo, esta disposición es la que se utiliza normalmente y se toma como una exhalación, esta es una prueba importante ya que se ajusta al funcionamiento normal del equipo y es sobre la cual se desarrolla el protocolo de calibración. La hipótesis que se quiere corroborar es que el sistema de acople desarrollado no afecta la medición sobre el sensor de flujo. En esta configuración es en la que se hace la prueba de calibración.

Prueba de inhalación

El volumen medido proviene de la atmósfera, para lo cual se utiliza la entrada a la jeringa. Esta prueba se desarrolla para confrontar la hipótesis que en el sistema, no se puede hacer una medición del aire inhalado, ya que no es posible garantizar que el aire entrante, este en régimen laminar debido a la geometría y que es necesario un sistema adicional para hacer la medición.

Prueba turbulencia

En este caso se utiliza la misma configuración que la prueba de exhalación, pero en este caso se adiciona una pieza de forma irregular sobre la conexión de la T, la cual se espera que genere una turbulencia (ver Fig. 72), la conjetura que se espera comprobar es que las dos piezas del sistema de acople ayuden a modificar el aire y permite que se haga una correcta medición.

Figura 72. Esquema del sistema de acople, conectado a la jeringa de calibración, el elemento utilizado para generar la turbulencia, donde a partir de una simulación de las condiciones se observa las las líneas de distribución del aire a través de la pieza irregular.

Además se quiere confirmar que para hacer una correcta medición del sistema se debe lograr que el flujo que llegue al sensor este en un régimen laminar. No es posible determinar el nivel de turbulencia, pero se puede concluir que pasa cuando un aire turbulento entra al sistema.

9.4.1.2.4. Análisis de datos

Calibración sensor de flujo

En total se desarrollaron 4 procesos de medición con el protocolo de calibración, en el cual se toman 10 mediciones a partir de la acción de la bomba en la configuración de exhalación y en la dirección 1 del sensor.

Los datos generados a partir de las 4 pruebas de calibración del sistema en la conexión tipo exhalación (ver Tabla 31) muestran que el error sobre 3 de las pruebas es de tipo negativo, por lo tanto se puede hacer una corrección aritmética, además la incertidumbre sobre las mediciones en todas las pruebas esta cerca a un valor de 4%, lo que es un valor que considera aceptable, ya que de acuerdo a todo el proceso se puede establecer que existe una probabilidad del 95% de que la medición que se hace, este en el rango de $x \pm 4\%$, donde x representa el valor medido.

Tabla 31. Resultado prueba de calibración sensor de flujo en la configuración salida de la jeringa calibración.

	Proceso de calibración			
Datos	I	II	III	IV
1	3252	3165	3126	3017
2	3203	3325	3017	3017
3	2930	3097	2871	3405
4	3233	3085	2981	3299
5	3180	3051	3025	3379
6	3145	3103	2998	3213
7	3117	3061	2858	3322
8	3165	3022	2954	3300
9	3246	3092	2942	3164
10	3176	2936	2882	3140
Promedio	3164.7	3093.7	2965.4	3225.6
E	-164.7	-93.7	34.6	-225.6
S	93.4	100.9	82.6	139.1
μ_A	29.53	31.91	26.12	44.00
μ_B	58.31	58.31	58.31	58.31
μ_C	65.36	66.47	63.89	73.05
μ_E	118.30	120.31	115.64	132.22
μ_E (%)	3.74%	3.89%	3.90%	4.10%

Prueba exhalación

En la prueba de exhalación es similar a la prueba de calibración del sistema, se observa que se obtiene unos valores, donde se puede hacer una corrección aritmética, ya que el error en 2 de los 3 casos es negativo, la incertidumbre sobre la medición tiene un mejor comportamiento, sin embargo es un valor cercano al proceso de calibración (ver Tabla 32). Adicionalmente se replicó la prueba utilizando sólo el acople del sensor (ver Fig. 47), lo cual se modifica el comportamiento, ya que el error sobre las mediciones es positivo en 2 de los tres casos y la incertidumbre sobre la medidas es un poco mayor a la prueba con el sistema completo, pero no es un valor representativo.

Por lo tanto se tiene un comportamiento similar en ambos casos para las conexiones completas y con solo el acople del sensor. No se modifican significativamente el comportamiento de las mediciones con la utilización de ambos sistemas.

Tabla 32. Resultado prueba sensor de flujo en la configuración de exhalación con de la jeringa de volumen, todos los valores estan representados en mL.

Montaje	Acople máscara y Acople sensor			Acople sensor		
Datos	I	II	III	I	II	III
1	3270	2938	3070	3344	3122	2928
2	3069	2980	3103	3027	3178	3059
3	3069	3206	3003	3146	3195	3000
4	3196	2963	3066	3132	2960	2870
5	3146	2895	3045	3044	2902	2929
6	3042	2957	3028	3093	2959	2972
7	2875	2982	3018	2923	2945	2942
8	2945	2973	3069	3050	2951	2945
9	2948	3024	3106	2999	2947	3010
10	2950	2965	3002	3087	2946	2987
Promedio	3051,0	2988,3	3051,0	3084,6	3010,5	2964,3
E	-51,0	11,7	-51,0	84,56	10,46	-35,73
S	125,5	83,3	38,0	112,16	109,28	52,85
μ_E	127.67	115.8	107.76	123.53	122.68	109.79
μ_E (%)	4,18%	3,88%	3,53%	4,00%	4,08%	3,70%

Prueba inhalación

En esta prueba de inhalación se observa un comportamiento estable en las pruebas sobre el sistema de acople, el error es pequeño comparado con el valor nominal, la incertidumbre no varía significativamente respecto a las pruebas anteriores. Para la prueba con el acople del sensor, se observa que el error siempre es positivo y la incertidumbre es sensiblemente mayor (ver Tabla 33).

Luego sobre esta configuración se esperaría que la configuración generara turbulencias y no se pudiera hacer una medición correcta del volumen, en este caso se observa que para el sistema con el acople de la máscara y el acople del sensor no se afecta la medición sin embargo para la configuración con el acople del sensor, el error es mayor, por lo tanto en esta configuración la medición es variable, debido a la turbulencia generada por la configuración en el extremo del sensor.

Sin embargo en las pruebas de campo se utiliza la medición del volumen exhalado y la estimación del volumen inhalado a través de la transformada de Haldane, ya que para hacer la medición de ambas variables se debe sellar la máscara y el único punto de entrada y salida sería

el sistema de acople, luego esto aumenta el esfuerzo que se debe hacer al respirar, debido al pequeño del orificio de entrada, modificando el gasto energético y variando el resultado final.

Tabla 33. Resultado prueba del sensor de flujo en la configuración entrada de la jeringa de volumen, todos los valores estan representados en mL.

Montaje	Acople máscara y Acople sensor			Acople sensor		
	I	II	III	I	II	III
1	3056	2939	3169	2839	3055	2951
2	3164	3099	2977	2826	2974	2850
3	3061	2792	3076	2769	2647	2860
4	3228	3028	3002	2905	2749	3061
5	3083	3052	3050	2884	2951	3050
6	3029	2930	3009	2945	2840	3245
7	2981	2925	3210	2868	2860	2945
8	3049	2865	3136	2979	2844	2913
9	2991	3166	2978	2913	3117	2647
10	2956	3151	2994	2793	2910	2860
Promedio	3059.8	2994.6	3060.1	2872.1	2894.7	2938.3
E	-59.77	5.40	-60.10	127.93	105.29	61.74
S	83.29	124.41	84.71	66.44	138.93	158.94
μ_E	115.81	127.32	116.15	112.18	132.15	139.34
μ_E (%)	3.78%	4.25%	3.80%	3.91%	4.57%	4.74%

Prueba turbulencia

La pieza irregular que se adiciona a la salida de la jeringa de calibración (ver Fig. 73), genera turbulencia la cual afecta las mediciones por parte del sensor de flujo, en este caso para la primera configuración con los dos acoples el error aumenta en gran medida (ver Tabla 34), respecto a las pruebas previas. Sin embargo en la configuración con el acople del sensor, el comportamiento no se ve afectado en gran medida, pero mantiene la tendencia a tener un error positivo sobre las mediciones, esto muestra que la geometría juega un papel protagónico en el tránsito de flujo a través de sistema.

Se confirma entonces la suposición que los flujos turbulentos afectan la medición y que es necesario utilizar un dispositivo como el sistema de acople, para hacer una medición correcta del aire que circulan a través del sensor de flujo. Para evaluar las posibles configuraciones y diferentes tipos de turbulencia, se sugiere utilizar un software de simulación que permite construir un modelo del comportamiento del fluido dentro del sistema, de igual forma, es útil

confrontar este tipo de análisis con datos de medición reales, lo cual permite determinar un modelo más real.

Figura 73. Imagen de la pieza utilizada para generar la turbulencia en la boquilla de la jeringa de calibración, (I) vista frontal, (II-III) vista lateral.

Tabla 34. Resultado prueba del sensor de flujo en la configuración de exhalación para evaluar la turbulencia, todos los valores estan representados en mL.

Montaje	Acople máscara y Acople sensor			Acople sensor		
	I	II	III	I	II	III
1	2834	2765	2736	2957	3259	2874
2	2758	2748	2654	2983	3183	2889
3	2732	2728	2609	2784	3223	2927
4	2784	2713	2665	2897	3306	2938
5	2743	2736	2569	2886	3174	2956
6	2699	2655	2730	2842	3239	2962
7	2799	2636	2723	2825	3240	3067
8	2729	2598	2729	2727	2955	3015
9	2627	2710	2728	3082	2898	2862
10	2719	2587	2636	2942	3012	2886
Promedio	2742.3	2687.4	2677.8	2892.4	3148.8	2937.7
E	257.65	312.61	322.16	107.56	-148.83	62,33
S	57.38	63.52	59.86	103.88	141.26	65.40
μ_E	110,53	111.63	110.96	121.14	132.95	111.98
μ_E (%)	4.03%	4.15%	4.14%	4.19%	4.22%	3.81%

9.4.2. Pruebas de medición del gasto energético

El gasto de energía determina la cantidad consumida por una persona durante cierto instante de tiempo, este consumo de energía se divide en varias tipos, los cuales varían de persona a persona, de acuerdo a la alimentación y hábitos. En este sentido se pueden definir varias formas de medir este gasto energético, este depende de la información que se esté buscando.

Debido a la incertidumbre sobre las mediciones sobre los diferentes sensores se establece un rango sobre la cual se puede establecer el consumo de energía, en el caso del sensor de flujo se establece que la incertidumbre es un valor muy cercano el 4%, para los sensores de gases no se puede establecer con certeza la incertidumbre sobre los valores de medición, sin embargo se puede establecer una incertidumbre sobre las mediciones del consumo de energía.

Para valores de exhalación de 500mL, con una frecuencia de 12 respiraciones por minuto, para un total de volumen exhalado de 6L en un minuto, se ha establecido el nivel de energía de acuerdo al rango fisiológico para los valores de O_2 y CO_2 (ver Tabla 35).

Tabla 35. Tabla de los posibles valores de energía para el rango de las O_2 y CO_2 fisiológico los datos se establecen en kcal/min.

CO_2	O_2												
	15	15.25	15.5	15.75	16	16.25	16.5	16.75	17	17.25	17.5	17.75	18
2	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
2.25	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.89
2.5	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	0.965	0.89
2.75	-	-	-	-	-	-	-	-	-	1.116	1.04	0.966	0.89
3	-	-	-	-	-	-	-	-	1.191	1.117	1.04	0.967	0.89
3.25	-	-	-	-	-	-	1.341	1.267	1.192	1.117	1.04	0.968	-
3.5	-	-	-	-	-	1.417	1.342	1.268	1.193	1.118	1.04	-	-
3.75	-	-	-	-	1.493	1.418	1.343	1.269	1.194	1.119	-	-	-
4	-	-	1.64	1.569	1.494	1.419	1.344	1.27	1.195	1.12	-	-	-
4.25	-	1.719	1.64	1.57	1.495	1.42	1.345	1.271	1.196	-	-	-	-
4.5	1.795	1.72	1.65	1.571	1.496	1.421	1.346	1.272	-	-	-	-	-
4.75	1.796	1.721	1.65	1.572	1.496	1.422	1.347	-	-	-	-	-	-
5	1.796	1.722	1.65	1.573	1.497	1.423	-	-	-	-	-	-	-
5.25	1.797	1.723	1.65	1.574	1.498	-	-	-	-	-	-	-	-
5.5	1.798	1.724	1.65	1.574	-	-	-	-	-	-	-	-	-
5.75	1.799	1.725	1.65	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-
6	1.800	1.726	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-	-

Se registren los valores que estén dentro del rango fisiológico como se observa en la matriz del coeficiente respiratorio (ver Tabla 27), luego no todas las combinaciones del son posibles, en este caso si solo se tiene el valor del flujo respiratorio, la incertidumbre sobre la medición es de 33%, al tomar el valor medio de todo el rango y evaluar la desviación con respecto a los límites. El valor está muy alejado del 10% aceptable para la calorimetría indirecta, sin embargo se puede tomar como una aproximación aceptable para evaluar periodos transitorios de actividad.

Para reducir esta incertidumbre se toman las matrices de volumen y del coeficiente respiratorio, como se observó, el proceso arroja varias parejas posibles de concentración de gases (ver Tabla 36). En este caso se muestra el valor de O_2 y CO_2 seleccionados y tres valores a partir de energía a partir de las diferentes parejas formadas, en este caso se tiene un rango de energía sobre el cual se puede determinar la incertidumbre de la medición del gasto de energía.

Tabla 36. Calculo de energía y la incertidumbre sobre el valor de acuerdo las matrices de volumen y coeficiente respiratorio.

Muestra	O_2	CO_2	GE_1	GE_2	GE_3	$\mu(\%)$
1	17.85	3.2	1.075	0.938	0.892	9.276
2	17.25	3.6	1.209	1.119	1.028	8.123
3	16.80	4.0	1.437	1.255	1.209	8.591
4	16.20	4.0	1.661	1.434	1.344	10.551
5	16.05	5.0	1.574	1.483	1.392	6.151
6	15.60	5.2	1.754	1.618	1.482	8.409
7	15.80	4.4	1.737	1.555	1.434	9.538
8	16.80	1.4	1.437	1.256	1.210	8.586
9	16.95	1.5	1.525	1.208	1.162	13.497
10	16.20	4.4	1.662	1.436	0.936	27.938
11	16.80	1.4	1.437	1.255	1.119	12.436
12	17.10	3.8	1.482	1.164	1.073	16.006
13	16.05	4.2	1.571	1.480	1.389	6.137
14	16.35	4.0	1.435	1.389	1.299	4.977
Promedio						10.7

En este caso el valor de la incertidumbre es de 10.7%, sobre los valores de energía definidos para cada una de las muestras, por lo tanto a partir de las matrices puede reducir la incertidumbre del cálculo el cual es cercano al 10% aceptado para la calorimetría indirecta.

9.4.2.1. Evaluación del consumo de energía en actividades en reposo

En este caso se determinan diferentes protocolos para cada uno de los estados en reposo, como el gasto energético basal (GEB), en reposo (GER) y el efecto térmico de los alimentos (ETA). Se establece en la literatura que el gasto energético basal es la energía necesaria para llevar los procesos corporales, así el gasto energético en reposo se define como el 10% más del gasto energético basal y sobre el efecto térmico de los alimentos, se establece que el consumo de energía aumenta debido al procesamiento de los alimentos.

Figura 74. Registro de las variables ventilatoria (verde), O_2 (roja) y CO_2 (azul), durante la utilización del protocolo del efecto térmico de los alimentos.

Cada una de las pruebas se lleva a cabo durante 30 minutos (ver Fig. 74) en donde se hace un registro de las variables ventilatorias y de gases, a partir de las cuales se determina el consumo de energía, de acuerdo al procesamiento el nivel de energía para cada respiración (ver Fig. 75).

Figura 75. Consumo de energía en cada ciclo respiratorio.

Tabla 37. Resultado consumo de energía en los protocolos de actividad en reposo.

Protocolo	(kcal/min)	GE (kcal/día)
GEB	1.273	1833
GER	1.363	Relación
ETA	1.442	GER=1.06*GEB

De acuerdo a las ecuaciones que se encuentran en la literatura (ver Tabla 6), se observa que de acuerdo a las características antropométricas y la ecuación FAO, se tiene un consumo de energía 1566 kcal/día, un poco por debajo del valor medido por el sistema (ver Tabla 37). La relación entre el consumo de energía basal y en reposo se establece como un 6% por encima lo que similar al 10% que se reporta en la literatura. Por último se observa que el consumo de energía debido al efecto térmico de los alimentos es mayor, no se puede establecer como un valor objetivo, ya que este consumo varía a lo largo del tiempo, entonces las mediciones dependen de la etapa posterior a la ingesta de alimentos.

En resumen el sistema permite hacer una medición de las condiciones en las diferentes pruebas, con una incertidumbre cercana a la aceptada, donde se puede calcular la energía respiración a respiración, teniendo en cuenta que los valores de gases corresponde a un promedio de varias respiraciones debido al tiempo de respuesta de los sensores de gases.

10. CONCLUSIONES Y EXTENSIONES FUTURAS

10.1. CONCLUSIONES DEL PROYECTO

- El sistema E2-node permite hacer una medición del gasto energético en una variedad de condiciones, gracias a los diferentes sistemas de comunicación, de alimentación, interfaz de usuario y tamaño compacto.
- El sistema de acople permite hacer una medición precisa de la señal de flujo, necesarias para garantizar la precisión del sistema.
- Una evaluación de las condiciones y cambios sobre la cámara de gases permite estimar las concentraciones de los gases exhalados y su relación con el coeficiente respiratorio.
- El sistema busca tener las condiciones necesarias para su utilización en investigación, donde se determine la respuesta ambulatoria del sistema respiratorio.

- La aplicación permite visualizar, procesar y almacenar los datos evaluados por el equipo, lo que es de gran utilidad para realizar una evaluación posterior y definir la validez de las pruebas.
- Con el prototipo se puede establecer la relación entre varios métodos para determinación del gasto energético y de esta forma desarrollar equipos de menor costo.

10.2. CONSIDERACIONES SOBRE EL PROYECTO

Para cada uno de los objetivos planteados para este proyecto se define algunas consideraciones, las cuales no se tuvieron en cuenta en el desarrollo del este proyecto y observaciones relevantes para establecer el camino a seguir en la utilización de los resultados de este proyecto (ver Tabla 38).

Tabla 38.Consideraciones sobre el proyecto.

Equipo	Firmware
<ul style="list-style-type: none"> • Rediseño del sistema de sujeción y pilares. • Pruebas de esfuerzo. • Optimización sistema de acople. • Diseño y construcción sensor de flujo. • Sistema de muestreo. • Sensor de temperatura y presión. • Documentación. 	<ul style="list-style-type: none"> • Cálculo de las concentraciones de gases. • Lectura de acelerómetros. • Algoritmo frecuencia cardiaca.
Aplicación	Validación
<ul style="list-style-type: none"> • Cálculo de las concentraciones de gases. • Modificar sistemas de paneles • Frecuencia de registro 	<ul style="list-style-type: none"> • Calibración sensores de gases • Verificación matriz de volumen • Comparación equipos comerciales • Pruebas de actividad

10.2.1. Equipo

Rediseño del sistema de sujeción y pilares

El sistema de sujeción permite ajustar la batería, la electroválvula y la bomba, en este se limita el movimiento en el plano en dirección normal sobre el cual se colocan. En el caso se la bomba

y las electroválvulas, no se estimó el peso y el efecto sobre la carcasa, estos cedieron y fue necesario adicionar otro sistema.

Los sistemas de pilares se utiliza para fijar la caja de la tarjeta, el diámetro seleccionado para ellos fue insuficiente para soportar las cargas que sobre este se ejercían, luego es necesario aumentar el diámetro de estos, si se tiene en cuenta construir otra carcasa similar, con los materiales que ofrece una impresora 3D, como la utilizada en este proyecto del TecnoParque Sena – Nodo Medellín.

Pruebas de esfuerzo

Debido a la gran cantidad de esfuerzos a los que se expone la carcasa durante las diferentes pruebas, es necesario hacer múltiples simulaciones que permitan establecer de acuerdo a la geometría, los puntos de mayor esfuerzo y determinar las fallas que se presentaran sobre el prototipo.

Optimización del sistema de acople

En este caso se debe hacer simulaciones de varias condiciones para garantizar la respuesta de la geometría planteada, para evitar que se modifique el gas que entra al sistema de acople. El sistema que se puede utilizar es ANSYS o COMSOL.

Diseño y construcción del sensor de flujo

El sistema de sensado es comercial y tiene ciertas limitaciones como el rango total efectivo, ya que el que se tiene no se puede utilizar para pruebas de actividad, como se pretende evaluar el sistema existente, se puede plantear las condiciones para hacer un diseño propio del sensor, que se ajuste a las condiciones que se buscan en los diferentes tipos de pruebas.

Sistema de muestro

Es necesario modificar el sistema de muestro, que permite una mayor versatilidad que el existente, aunque es muy importante definir nuevamente las matrices de análisis ya que esto permite evitar tener en cuenta las fugas y el deterioro propio de los sistema mecánicos. La bomba es un sistema poco comercial, luego debe establecerse un nuevo tipo, la cual se pueda comprarse con facilidad para las diferentes pruebas, como el vaciado y equilibrio de la cámara.

Sensor de temperatura y presión.

Debe cambiarse los sistemas de temperatura y presión, en el primero la precisión es muy pobre, se busca un sistema con una sensibilidad mayor, para establecer los cambios de temperatura en la atmósfera, por parte del sistema de presión se estableció que no era necesario utilizarlo para evaluar la presión dentro de la cámara, luego este se puede cambiar con un sensor de presión absoluta, el cual permita establecer la presión manométrica ambiental, con lo cual se puede hacer la corrección precisa, para la medición del volumen.

Documentación

Adicional al desarrollo del prototipo, considere la elaboración de la documentación y demás elementos complementarios al producto, como:

- Manual de uso
- Manual de mantenimiento
- Instrucciones de seguridad
- Instrucciones de instalación o ensamble
- Garantías
- CD's
- Empaque
- Embalaje

10.2.2. Firmware

Cálculo de las concentraciones de gases

Dentro del firmware es necesario hacer el cálculo de los cambios entre cada uno de los muestreos esto permitiría hacer una evaluación en tiempo real del consumo de energía.

Lectura de acelerómetros

Realizar las funciones que hacen el registro de la aceleración, lo que permite determinar la relación entre el movimiento y la calorimetría indirecta, de esta forma encontrar una correlación entre la información para desarrollar equipos de menor costo.

Algoritmo frecuencia cardíaca

En este caso se debe construir otro algoritmo para determinar la frecuencia ya sea como entrada analógica o digital, a partir del circuito de frecuencia. Un punto de inicio para establecer esto es seguir el algoritmo de frecuencia respiratoria y establecer las condiciones para determinar la frecuencia, relacionarla con la acelerometría y la calorimetría indirecta.

10.2.3. Aplicación

Cálculo de las concentraciones de gases

En este caso se haría lo mismo, con el fin de corroborar la información que calcularía el microcontrolador y la información que registra el sistema.

Modificar sistemas de paneles

En este caso se modificaría el sistema de paneles de la aplicación, es más conveniente que este se por ventanas emergentes, ya que existe la posibilidad que el usuario cambie de panel sin darla finalización del anterior, luego no podría continuar con el procedimiento. Un sistema de ventanas permitiría solo trabajar y salir de una ventana para continuar el proceso.

Frecuencia de registro

La frecuencia de muestreo de la aplicación es de 8 muestras por segundo, en este caso se puede mejorar esta velocidad, lo que permite capturar con mayor precisión la información. Otra de las opciones es llevar a la aplicación, parte de la información interpretada, luego no sería necesario aumentar la velocidad del muestro.

10.2.4. Validación

Calibración sensores de gases

Es necesario determinar la incertidumbre de las mediciones del sensor de gases a través de la utilización de concentraciones conocidas y calibradas. Esto permitirá que se evalúe la incertidumbre del equipo, respecto al sensor de flujo y los sensores de gases.

Verificación matriz de volumen

Determinar a partir de un capnógrafo, la hipótesis de la pre-cámara y donde se construyen diferentes matrices las cuales recrean el estado de la cámara, donde se determina que las modificaciones se hacen a partir de información fisiológica. Corroborar entonces el cálculo del CO₂ a partir del capnógrafo y del prototipo durante el periodo de muestreo de la señal.

Comparación equipos comerciales

Establecer prueba que determinen el cálculo de la energía a partir del prototipo y equipos comerciales, que se utilicen en la literatura como K2b4 y el Actigraph.

Pruebas de actividad

Evaluar el prototipo en actividad, donde se utilice la orientación que permite observar el rango de 0.200L/min y determinar el comportamiento durante pruebas físicas, como las mencionadas pruebas de esfuerzo.

10.3. APORTES MÁS IMPORTANTES

El prototipo es una herramienta versátil que permite hacer un registro y seguimiento de los parámetros relacionados con el estudio del consumo energético.

Tiene el potencial de combinar, tres técnicas diferentes para hacer una evaluación del consumo de energía.

El registro de las variables y la estimación del sistema, permiten evaluar la validez de las diferentes pruebas.

Los protocolos propuestos permiten hacer la evaluación del sistema en diferentes actividades en reposo, lo que permite su comparación con las demás técnicas.

10.4. EXTENSIONES FUTURAS

Espirómetro digital

El sistema cuenta con un sensor de flujo diferencial, el cual se puede utilizar para evaluar el comportamiento del sistema respiratorio. A partir de la aplicación desarrollada en Labview se puede tomar para redefinir la información propia del sistema en las evaluaciones espirométricas.

Se debe tener en cuenta para la medición del sistema que se considere el cambio de temperatura que experimenta el aire exhalado, por lo tanto se debe diseñar de tal forma que se compense con una resistencia que mantenga el punto de medición a 37 ° C ó que se compense de acuerdo a la temperatura ambiental. Luego el sistema debe tener un sensor de presión que permite establecer la presión barométrica y un sensor de temperatura, los cuales tengan en cuenta los cambios que se producen en diferentes ambientes donde se implemente el prototipo.

Además para seguir las consideraciones para el diseño de un espirómetro se debe tener en cuenta aumentar el rango del sensor y mejorar la resolución sobre este tipo de rango. Por lo tanto lo recomendable es diseñar y construir un sistema de medición de flujo, el cual se pueda esterilizar con facilidad y que no cambie sus propiedades físicas en el tiempo.

Equipos de acelerometría y frecuencia cardíaca

Este un campo en constante evolución, debido a su facilidad de implementación y replicación en estudios con una gran cantidad de sujetos, son de los métodos más utilizados para hacer investigación relacionada con el gasto energético.

Este tipo de estudios se pueden extender a otro tipo de evaluaciones, por ejemplo a la evaluación de la calidad del sueño, caracterización una actividad, estudio ambulatorio del movimiento, todo a través de la combinación de ambas técnicas.

Modelo del consumo energético

La combinación de técnicas de medición y estimación se pueden utilizar para construir modelos del consumo de energía, debido a la gran cantidad de variables que afectan este tipo de estudios, es una de las metodologías que permite hacer que grandes estudios y disminuir el ruido asociado.

Uno de los campos explorados en la actualidad es la utilización de la inteligencia artificial como el *machine learning*, donde se construye un modelo regresivo a partir de la información de las diferentes técnicas, sobre el cual se puede hacer una estimación de mayor precisión a partir de la evaluación del sistema a partir de una técnica individual.

Estos modelos permiten desarrollar equipos de menor costo e igual precisión, compuestos por la técnica de la acelerometría y la frecuencia cardíaca, lo que permite masificar los estudios poblacionales y facilitar la toma de datos en gran variedad de condiciones.

Consumo de energía durante la actividad

Un gran campo en el estudio del gasto energético está relacionado con la evaluación del consumo de energía durante periodos de actividad, este es el segundo componente en importancia después del gasto energético en reposo y permite acceder a la variabilidad de la respuesta de un individuo a estímulos presentes en los sistemas cardiovascular y respiratorio.

En la evaluación del nivel de actividad de una población se utiliza diferentes técnicas, las cuales tienen implícitas una variedad de problemas, la más utilizada son las encuestas, pero su validez e implementación están en tela de juicio. Por lo tanto el desarrollo de equipos de menor costo sin sacrificar precisión necesaria para dar una valoración suficiente para la dinámica presente en los estudios de actividad.

Patente

El desarrollo de los grupos de investigación y en la Universidad de Antioquia deben protegerse, debido al creciente número de equipos y oferta en el mercado, por lo tanto es necesario iniciar un proceso en el cual se plasme el desarrollo de este trabajo, el cual tiene un

componente innovador, ya que tiene el potencial de evaluar el consumo de energía por medio de la técnica de la acelerometría, la frecuencia cardíaca y la calorimetría indirecta.

Ninguno de los equipos investigados permiten hacer esto, los proyectos desarrollados se valen de diferentes fabricantes para establecer las relaciones del consumo de energía, por lo tanto es un equipo innovador con las prestaciones necesarias para la evaluación gasto energético en actividades cotidianas.

11. REFERENCIAS

- [1] Fao, “The double burden of malnutrition. Case studies from six developing countries.,” *FAO food and nutrition paper*, vol. 84, pp. 1–20, 2006.
- [2] K. Tontisirin and L. Bhattacharjee, “Community based approaches to prevent and control malnutrition.,” *Asia Pacific Journal of Clinical Nutrition*, vol. 17 Suppl 1, no. December 2007, pp. 106–110, 2008.
- [3] A. MacDonald and L. Hildebrandt, “Comparison of formulaic equations to determine energy expenditure in the critically ill patient,” *Nutrition*, vol. 19, no. 3, pp. 233–239, 2003.
- [4] J. A. Green, L. G. Halsey, R. P. Wilson, and P. B. Frappell, “Estimating energy expenditure of animals using the accelerometry technique: activity, inactivity and comparison with the heart-rate technique,” *Journal of Experimental Biology*, vol. 212, no. Pt 4, pp. 471–482, 2009.
- [5] A. K. Adams, R. A. Nelson, E. F. Bell, and C. A. Egoavil, “Use of infrared thermographic calorimetry to determine energy expenditure in preterm infants,” *The American Journal of Clinical Nutrition*, vol. 71, no. 4, pp. 969–977, 2000.
- [6] I. Lamprecht, “The Beauties of Calorimetry An overview,” *Journal Of Thermal Analysis and Calorimetry*, vol. 97, no. 1, pp. 7–10, 2009.
- [7] E. E. M. da Rocha, V. G. F. Alves, and R. B. V. da Fonseca, “Indirect calorimetry: methodology, instruments and clinical application,” *Current opinion in clinical nutrition and metabolic care*, vol. 9, no. 3, pp. 247–56, May 2006.
- [8] L. J. C. Bluck, “Doubly labelled water for the measurement of total energy expenditure in man – progress and applications in the last decade,” *Nutritional Bulletin*, vol. 33, pp. 80–90, 2008.
- [9] S. Severi, M. Malavolti, N. Battistini, and G. Bedogni, “Some applications of indirect calorimetry to sports medicine,” *Acta Diabetologica*, vol. 38, no. 1, pp. 23–26, 2001.
- [10] H. Rosdahl, L. Gullstrand, J. Salier-Eriksson, P. Johansson, and P. Schantz, “Evaluation of the Oxycon Mobile metabolic system against the Douglas bag method,” *European Journal of Applied Physiology*, vol. 109, no. 2, pp. 159–171, 2010.
- [11] L. R. Mc Naughton, R. Sherman, S. Roberts, and D. J. Bentley, “Portable gas analyser Cosmed K4b2 compared to a laboratory based mass spectrometer system,” *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, vol. 45, no. 3, pp. 315–323, 2005.

- [12] S. E. Crouter, D. M. Dellavalle, M. Horton, J. D. Haas, E. A. Frongillo, and D. R. Bassett, "Validity of the Actical for estimating free-living physical activity.," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 111, no. 7, pp. 1381–1389, 2011.
- [13] J. C. Eisenmann, S. J. Strath, D. Shadrick, P. Rigsby, N. Hirsch, and L. Jacobson, "Validity of uniaxial accelerometry during activities of daily living in children.," *European Journal of Applied Physiology*, vol. 91, no. 2–3, pp. 259–263, 2004.
- [14] K. M. Allor and J. M. Pivarnik, "Stability and convergent validity of three physical activity assessments.," *Medicine & Science in Sports & Exercise*, vol. 33, no. 4, pp. 671–676, 2001.
- [15] C. P. Howard and J. Grimes, "Metabolic Analyzer Transducer," U.S. Patent US 2009/0227887 A12009.
- [16] K. Nishibayashi and A. TShiokawa, "Activity-induced energy expenditure estimating instrument," U.S. Patent US2007/0238938 A12007.
- [17] K. Fukutani, T. Nakajima, and Y. Baba, "Biological information processing apparatus and biological information processing method," U.S. Patent US 2010/0191109 A12010.
- [18] O. Solon, "Tictrac makes self-hacking accessible for the masses," *Wired*, 2012. [Online]. Available: <http://www.wired.co.uk/news/archive/2012-02/10/tictrac-personal-analytics-beta>. [Accessed: 19-Apr-2012].
- [19] D. A. Urrego, M. B. Salazar, S. L. Arias, J. E. Ardila, J. D. Lemos, and A. M. Hernández, "Prototipo de Medidor Metabólico Portátil para Aplicaciones en Antropología Biológica y Ecología Humana," in *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16th-21st, 2011, Habana, Cuba*, 2011.
- [20] A. T. Johnson, C. G. Lausted, and J. D. Bronzino, "Respiratory System," in *The Biomedical Engineering HandBook, Second Edition*, J. D. Bronzino, Ed. CRC Press LLC, 2000.
- [21] A. C. Guyton and J. E. Hall, "Ventilación Pulmonar," in *Tratado de Fisiología Médica*, A. C. Guyton and J. E. Hall, Eds. Elsevier, 2006, pp. 471–482.
- [22] Kalipedia, "La respiración humana," *Santillana*, 2012. [Online]. Available: http://www.kalipedia.com/ciencias-vida/tema/respiracion-ser-humano.html?x=20070417klpcnavid_124.Kes. [Accessed: 01-Jul-2012].
- [23] J. B. Grotberg, "Respiratory Mechanics and Gas Exchange," in *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*, M. Kutz, Ed. McGraw-Hill, 2004, pp. 4.1 – 4.14.

- [24] R. E. Forster, "Diffusion of Gases Across the Alveolar Membrane," in *Comprehensive Physiology*, John Wiley & Sons, Inc., 2011, pp. 71–88.
- [25] A. C. Guyton and J. E. Hall, "Transporte de los oxígeno y dióxido de carbono en los tejidos tisulares," in *Tratado de Fisiología Médica*, A. C. Guyton and J. E. Hall, Eds. Elsevier, 2006, pp. 502 – 513.
- [26] M. Melnyk, "Circulación," *123rf.com*, 2012. [Online]. Available: http://es.123rf.com/photo_13453870_representacion-esquemática-del-cartel-del-sistema-circulatorio-humano.html. [Accessed: 02-Jul-2012].
- [27] A. M. Hernández, "Análisis del Sistema de Control Respiratorio ante Estímulos y Patologías Ventilatorias," Universidad de Cataluña, 2007.
- [28] R. Serra, "Aparato Respiratorio: Ventilación Alveolar," *Webfisio.es*, 2011. [Online]. Available: <http://webfisio.es/fisiologia/resp/textos/va.htm>. [Accessed: 05-Jul-2012].
- [29] A. C. Guyton and J. E. Hall, "Principio básicos del intercambio gaseoso; difusión de oxígeno y dióxido de carbono a través de la membrana respiratoria," in *Tratado de Fisiología Médica*, A. C. Guyton and J. E. Hall, Eds. Elsevier, 2006, pp. 491–501.
- [30] D. M. Shade and A. T. Johnson, "Design of Respiratory Devices," in *Standard Handbook of Biomedical Engineering and Design*, 2004, pp. 21.1 – 21.30.
- [31] C. Schwirian, "Work Physiology Laboratory," *Ohio University*, 2001. [Online]. Available: [http://www.ohio.edu/people/schwiria/Athlete & Coaches page/VO2max summary results Runners.htm](http://www.ohio.edu/people/schwiria/Athlete%20&%20Coaches%20page/VO2max%20summary%20results%20Runners.htm). [Accessed: 04-Jul-2012].
- [32] M. B. Salazar, "Implementación de un laboratorio virtual para el estudio y la investigación del sistema cardiovascular," Universidad de Antioquia, 2011.
- [33] J. Tresguerres and M. Villanúa, "Sistema Cardiovascular," in *Anatomía y Fisiología del Cuerpo Humano*, Primera Ed., Barcelona: Mc Graw Hill, 2009, pp. 112–141.
- [34] R. Serra, "Cardiovascular," *Webfisio.es*, 2011. [Online]. Available: http://www.webfisio.es/fisiologia/cardiovascular/textos/cv_int.htm. [Accessed: 03-Jul-2012].
- [35] L. Villa, "Diseño e implementación de un holter digital con tres derivaciones, marcación de eventos y descarga de datos al PC para su posterior visualización," Universidad de Antioquia, 2008.
- [36] H. Matiz and O. Gutierrez, *Electrocardiografía Básica: Del trazado del paciente. Tomo I*. Kimpres Ltda, 2004, p. 358.

- [37] G. Tortora and B. Derrickson, "The cardiovascular system: the heart," in *Principles of anatomy and physiology*, 12th ed., John Wiley & Sons, Inc., 2009, pp. 717–759.
- [38] X.-G. Sun, "Comparison of Exercise Cardiac Output by the Fick Principle Using Oxygen and Carbon Dioxide," *Chest*, vol. 118, no. 3, pp. 631–640, Sep. 2000.
- [39] W. W. Stringer, J. E. Hansen, and K. Wasserman, "Cardiac output estimated noninvasively from oxygen uptake during exercise," *Applied Physiology*, vol. 82, no. 3, pp. 908–912, 1997.
- [40] R. Arena, J. Myers, M. Williams, M. Gulati, P. Kligfield, G. J. Balady, E. Collins, and G. Fletcher, "Assessment of functional capacity in clinical and research settings: a scientific statement from the American Heart Association Committee on Exercise, Rehabilitation, and Prevention on the Council on Clinical Cardiology and the Council on Cardiovascular N," *Circulation*, vol. 116, no. 3, pp. 329–43, 2007.
- [41] ACSM, "Prescription exercise," in *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, 7ta ed., Philadelphia, PA, USA: Lea & Febiger, 2005, pp. 133–247.
- [42] ACSM, "Metabolic Calculations," in *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*, Lippincott Williams & Wilkins, 2005, pp. 286–299.
- [43] W. D. McArdle, F. I. Katch, and V. L. Katch, *Fisiología del ejercicio: Energía nutrición y rendimiento humano*. Lea & Febiger, 1990, p. 661.
- [44] A. C. Guyton and J. E. Hall, "Energética y metabolismo," in *Tratado de Fisiología Médica*, A. C. Guyton and J. E. Hall, Eds. Elsevier, 2006, pp. 881–887.
- [45] A. C. Guyton and J. E. Hall, "Metabolismo de los hidratos de carbono y formación del trifosfato de adenosina," in *Tratado de Fisiología Médica*, A. C. Guyton and J. E. Hall, Eds. Elsevier, 2006, pp. 829 – 839.
- [46] W. R. Leonard, "Laboratory and field methods for measuring human energy expenditure.," *American journal of human biology : the official journal of the Human Biology Council*, vol. 384, no. February, pp. 372–384, Mar. 2012.
- [47] J. P. Delany and J. C. Lovejoy, "Energy Expenditure," *Endocrinology And Metabolism Clinics Of North America*, vol. 25, no. 4, pp. 831–846, 1996.
- [48] J. a Levine, "Measurement of energy expenditure," *Public Health Nutrition*, vol. 8, no. 7a, pp. 1123–1132, Jan. 2007.
- [49] C. Compher, D. Frankenfield, N. Keim, and L. Roth-Yousey, "Best practice methods to apply to measurement of resting metabolic rate in adults: a systematic review.," *Journal of the American Dietetic Association*, vol. 106, no. 6, pp. 881–903, Jun. 2006.

- [50] J. P. Delany, "Measurement of Energy Expenditure," *Pediatric Blood Cancer*, vol. 58, pp. 129–134, 2012.
- [51] K. R. Westerterp, "Assessment of physical activity: a critical appraisal," *European journal of applied physiology*, vol. 105, no. 6, pp. 823–8, Apr. 2009.
- [52] L. Miles, "Physical activity and health," *Nutrition Bulletin*, vol. 32, no. 4, pp. 314–363, Dec. 2007.
- [53] E. M. Valanou, C. Bamia, and a. Trichopoulou, "Methodology of physical-activity and energy-expenditure assessment: a review," *Journal of Public Health*, vol. 14, no. 2, pp. 58–65, Mar. 2006.
- [54] B. Wilms, S. M. Schmid, B. Ernst, M. Thurnheer, M. J. Mueller, and B. Schultes, "Poor prediction of resting energy expenditure in obese women by established equations.," *Metabolism: clinical and experimental*, vol. 59, no. 8, pp. 1181–9, Aug. 2010.
- [55] A. C. Pinheiro Volp, F. C. Esteves De Oliveira, R. Duarte Moreira Alves, E. A. Esteves, and J. Bressan, "Energy expenditure: components and evaluation methods.," *Nutricion hospitalaria organo oficial de la Sociedad Espanola de Nutricion Parenteral y Enteral*, vol. 26, no. 3, pp. 430–440, 2011.
- [56] L. Foley, R. Maddison, T. Olds, and K. Ridley, "Self-report use-of-time tools for the assessment of physical activity and sedentary behaviour in young people: systematic review.," *Obesity reviews : an official journal of the International Association for the Study of Obesity*, pp. 1–12, Mar. 2012.
- [57] D. R. Paul, M. Kramer, K. S. Stote, K. E. Spears, A. J. Moshfegh, D. J. Baer, and W. V. Rumpler, "Estimates of adherence and error analysis of physical activity data collected via accelerometry in a large study of free-living adults," *BMC Medical Research Methodology*, vol. 8, p. 38, 2008.
- [58] Y. Meng and H.-C. Kim, "A review of accelerometer-based physical activity measurement," in *BT - International Conference on IT Convergence and Security 2011, ICITCS 2011, December 14, 2011 - December 16, 2011*, 2012, vol. 120 LNEE, pp. 223–237.
- [59] J. J. Reilly, L. a. Kelly, C. Montgomery, D. M. Jackson, C. Slater, S. Grant, and J. Y. Paton, "Validation of Actigraph accelerometer estimates of total energy expenditure in young children," *International Journal of Pediatric Obesity*, vol. 1, no. 3, pp. 161–167, Jan. 2006.
- [60] J. a Green, "The heart rate method for estimating metabolic rate: review and recommendations.," *Comparative biochemistry and physiology. Part A, Molecular & integrative physiology*, vol. 158, no. 3, pp. 287–304, Mar. 2011.

- [61] W. R. Leonard, "Measuring human energy expenditure: what have we learned from the flex-heart rate method?," *American journal of human biology : the official journal of the Human Biology Council*, vol. 15, no. 4, pp. 479–89, 2003.
- [62] J. S. Wang, C. W. Lin, Y. T. Yang, T. P. Kao, W. H. Wang, and Y. S. Chen, "A PACE Sensor System with Machine Learning-Based Energy Expenditure Regression Algorithm," in *Bio-Inspired Computing and Applications: 7th International Conference on Intelligent Computing, ICIC2011*, 2012, vol. 6840, pp. 529–536.
- [63] E. Munguia Tapia, "Using machine learning for real-time activity recognition and estimation of energy expenditure," Massachusetts Institute of Technology, 2008.
- [64] J. H. Wilmore and D. L. Costill, "Physical energy: fuel metabolism.," *Nutrition reviews*, vol. 59, no. 1 Pt 2, pp. S13–6, Jan. 2001.
- [65] P. M. Milla, M. D. Poch, and J. M. R. Puigdevall, "Calorimetría : aplicaciones y manejo," *Nutrición Clínica en Medicina*, vol. II, no. 3, pp. 155–166, 2008.
- [66] E. H. Battley, "The advantages and disadvantages of direct and indirect calorimetry," *Thermochimica Acta*, vol. 250, no. 2, pp. 337–352, 1995.
- [67] L. E. Matarese, "Indirect calorimetry: technical aspects.," *Journal of the American Dietetic Association*, vol. 97, no. 10 Suppl 2, pp. S154–60, Oct-1997.
- [68] V. L. Katch, W. D. McArdle, and F. I. Katch, *Essential of Exercise Physiology*, Fourth. Lippincott Williams & Wilkins, 2011, p. 699.
- [69] *Linear & Switching Voltage Regulator Handbook*. ON Semiconductor, 2002.
- [70] "MC33063 A 1.5A Peak Boost/Buck/Inverting Switching Regulators - Datasheet." Texas Instruments, 2004.
- [71] L. C. Alvarez, *Metrología Biomédica*. Medellín: Hospital Universitario San Vicente de Paul, 2008, p. 177.
- [72] L. E. Llamosa, J. Gomez, and A. F. Ramirez, "Metodología para la estimación de la incertidumbre en mediciones directas," *Scientia et Technica*, vol. 41, pp. 384–389, 2009.
- [73] L. E. Llamosa, L. Meza, and E. Duque, "Estimación de la incertidumbre en la calibración de equipos electromédicos," *Scientia et Technica*, vol. 34, pp. 483–488, 2006.
- [74] "JCGM 100:2008 Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement." 2008.

12. ANEXOS

Anexo I. Tipos de Nutrientes

Las proteínas

Las proteínas se encuentran en cada célula viva del cuerpo. Nuestro organismo necesita proteínas provenientes de los alimentos que ingerimos para fortalecer y mantener a los huesos, los músculos y la piel. Obtenemos proteínas en la carne, los productos lácteos, las nueces y algunos granos o guisantes. Las proteínas de la carne y otros productos animales son proteínas completas. Eso significa que suministran todos los aminoácidos que el cuerpo no puede producir por sí mismo. Las proteínas de las plantas son incompletas. Es necesario combinarlas para obtener todos los aminoácidos que el cuerpo necesita. Es importante obtener suficientes proteínas en la dieta. Es necesario comer proteínas todos los días, ya que el cuerpo no las almacena del mismo modo que almacena las grasas o carbohidratos. Una persona promedio necesita de 50 a 65 gramos de proteína al día.

Los carbohidratos:

Los carbohidratos son uno de los principales tipos de nutrientes. Son la fuente más importante de energía para su cuerpo. El sistema digestivo convierte estos hidratos de carbono en glucosa (azúcar en la sangre). El cuerpo usa esta azúcar como energía para sus células, tejidos y órganos y guarda cualquier azúcar extra en el hígado y músculos para cuando los necesite. Los carbohidratos simples incluyen el azúcar que se encuentra naturalmente en productos como frutas, vegetales, leche y derivados de la leche. Los carbohidratos complejos incluyen panes y cereales integrales, vegetales ricos en fécula (almidón) y legumbres.

Grasas

La grasa es la principal fuente de energía y ayuda al cuerpo a absorber las vitaminas. Es importante para un crecimiento y un desarrollo adecuado. La grasa brinda sabor a los alimentos y ayuda a sentirse satisfecho. Las grasas son una fuente especialmente importante de calorías y nutrientes para los niños pequeños. La grasa en la dieta también tiene un papel importante en los niveles de colesterol. Pero no todas las grasas son iguales. Las grasas saturadas como la mantequilla, grasa sólida y grasa de cerdo. Las grasas trans, que se encuentran en las grasas vegetales, ciertas margarinas, las galletas saladas y dulces, los bocadillos y otras comidas hechas o fritas con aceites parcialmente hidrogenados. Pero es más aconsejable reemplazarlos por aceites como el de maíz, canola, oliva, cártamo, soya y girasol. Evidentemente, consumir un exceso de grasas hará que suba de peso.

Vitaminas

Las vitaminas son sustancias que el cuerpo necesita para crecer y desarrollarse normalmente. El cuerpo necesita 13 vitaminas. Son las vitaminas A, C, D, E, K y las vitaminas B (tiamina, riboflavina, niacina, ácido pantoténico, biotina, vitamina B-6, vitamina B-12 y folato o ácido fólico). Por lo general, las vitaminas provienen de los alimentos que consume. El cuerpo también puede producir vitaminas D y K. Las personas que llevan una dieta vegetariana pueden necesitar un suplemento de vitamina B12.

Cada vitamina tiene funciones específicas. Si se tiene bajos niveles de determinadas vitaminas, puede desarrollar una enfermedad por deficiencia. La mejor manera de obtener suficientes vitaminas es mantener una dieta balanceada con alimentos variados. En algunos casos, es

posible que se necesite un multivitamínico diario para una salud óptima. Sin embargo, las altas dosis de algunas vitaminas pueden enfermarlo.

Minerales

Los minerales son importantes para su cuerpo y para mantenerse sano. El organismo aprovecha los minerales para muchas funciones distintas, incluyendo la formación de huesos, la producción de hormonas y la regulación de los latidos cardíacos.

Existen dos tipos de minerales: macrominerales y oligoelementos. Los macrominerales son minerales que el cuerpo necesita en cantidades más grandes. Incluyen calcio, fósforo, magnesio, sodio, potasio, cloro y azufre. El cuerpo necesita solamente pequeñas cantidades de oligoelementos. Los mismos incluyen hierro, manganeso, cobre, yodo, cinc, cobalto, flúor y selenio. La mejor manera de obtener los minerales que se necesita, es mediante el consumo de una amplia variedad de alimentos. En algunos casos, el médico puede recomendarle un suplemento mineral.

Agua

Todas las criaturas vivas necesitan agua sana y potable. La cantidad depende de su talla, el nivel de actividad y el clima determinan las diferencias. El agua que se bebe es una combinación de aguas superficiales y aguas subterráneas. El agua superficial incluye a los ríos, lagos y presas. La calidad del agua depende de la condición de la fuente del agua y del tratamiento que recibe. El tratamiento puede incluir agregarle fluoruro para prevenir las caries y cloruro para matar a los gérmenes.

Tomado de <http://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/nutrition.html> revisado Jul15

Anexo II. Protocolos de esfuerzo

Protocolo para determinar el consumo de energía en actividad.

Los humanos requieren energía para soportar sus funciones metabólicas normales, para crecer, reparación de tejidos y la actividad física. La energía es provista por la oxidación de los carbohidratos, grasas y proteínas, lo que es expresado en calorías. El gasto energético en total se divide en el gasto energético basal, gasto energético en reposo, el efecto térmico de los alimentos y el gasto energético en actividad. El objetivo de esta prueba es determinar el consumo de oxígeno durante los cambios de actividad sobre una cinta rodante, de acuerdo a pruebas estandarizadas y aceptadas por la ASCM, estas pruebas también me permiten determinar el consumo máximo de energía, y comparar los resultados con las mediciones del gasto energético hechas por el equipo. Esto puede ser una medida utilizada para determinar la mejora en procesos de entrenamiento, ya que el consumo máximo de oxígeno determina la capacidad física del individuo.

El gasto energético por la actividad es medido por medio un sistema de calorimetría indirecta. Una máscara es colocada en el participante, en la cual se coloca un acople para sistema de muestreo y un sensor de flujo. El equipo mide la cantidad de O₂ consumida y la cantidad de CO₂ producida durante la actividad, comparando las concentraciones de O₂ y CO₂ en el aire inspirado y espirado por el participante.

La ecuación de Weir es usada para convertir el volumen de oxígeno consumido y el volumen de CO₂ producido por minuto en un valor de energía en reposo expresada en calorías. De esta medición se va a determinar el consumo máximo de oxígeno o el consumo de oxígeno, dependiendo de la prueba que se seleccione.

Las pruebas que se utilizaran son Balke (1959) y Åstrand (1973). En este caso se pueden utilizar cualquiera de las dos pruebas, aunque la prueba de Balke se puede utilizar para calcular el consumo de energía y estimar el valor máximo. La prueba se utiliza para determinar solo el consumo de oxígeno.

Preparación del participante.

- Se debe instruir al participante que coma la cantidad de alimentos normales y que no se haya ejercitado por los menos 48 horas previas al estudio. Permita al participante reposar durante 20 minutos y en los 10 minutos previos a la prueba, indique al participante que caliente.
- Explicación sugerida al participante: El dispositivo mide la cantidad de oxígeno que se inhala y el dióxido de carbono exhalado. Esta información es traducida en la cantidad de energía o calorías que el cuerpo usa. El AEE representa la energía utilizada durante la actividad, está entre el 10% y 30% del gasto energético total. Pero su mayor utilidad es determinar el estado cardiovascular, en donde un mayor consumo de oxígeno determina un mejor estado físico.

Procedimiento

- El participante comenzar a caminar o trotar sobre la cinta. La actividad es continua y el participa debe detenerla cuando lo considere que no puede continuar con esta. Si el sujeto desea quitarse la máscara, esto detendría la prueba y determinaría el tiempo final de la misma.
- Coloque la máscara del participante, tratando que esta no tengo una espacio por el cual el aire salga, distingo al punto de conexión del sensor, así evitará las fugas durante la medición. Verifique que el sensor, el acople de la máscara y la línea de muestra están colocadas correctamente.
- Lleve a cabo la prueba durante el tiempo que el participante soporte. El análisis de la información se deberá hacer durante las diferentes etapas del sistema, de acuerdo a las ecuaciones de la ASCM y del protocolo.
- Seguido de cada medición, limpie máscara, el acople, la línea de muestra con una solución de detergente durante 20 minutos, luego lave con abundante agua.

Protocolo de Balke

En el protocolo de Balke tiene una velocidad constante de 5,47kmh, se inicia con una inclinación 0%. En el siguiente minuto se cambia a 2% y en el resto de la prueba se sube la inclinación 1% cada minuto hasta que el individuo no pueda más.

Para las mujeres se varía un poco y se tiene una velocidad constante de 4,82kmh, con un grado de inclinación inicial de 0%, durante 3 min, aumentando después 2,5% de inclinación cada 3 minutos hasta el agotamiento.

De estos se obtiene que el consumo máximo de oxígeno es:

Hombres	$VO_{2\max} = 1.444 \cdot T + 14,99 [mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}]$
Mujeres	$VO_{2\max} = 1.38 \cdot T + 5,22 [mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}]$

En la imagen se observa que la simulación dura 1h.25min. Y al parecer los valores ya han convergido a la solución.

Protocolo de Åstrand

En el protocolo de Åstrand tiene una velocidad constante de 8kmh, se inicia con una inclinación 0%, durante 3min. Durante los siguientes se aumenta 2,5% de inclinación cada 3 minutos hasta el agotamiento. De aquí se va a determinar el consumo de oxígeno a partir la ecuación de trote de la ASCM:

$$VO_2 = 0,2S + 0,9 \cdot S \cdot G + 3,5 [mL \cdot kg^{-1} \cdot min^{-1}]$$

Donde S, representa la velocidad, G, los grados de inclinación y 3,5 representa el consumo de energía en reposo.

Anexo III. Ficha Análisis de Mercado

Esta ficha hace parte del proceso de acompañamiento que se realizó en el SENA TecnoParque nodo Medellín.

INFORMACIÓN BÁSICA

Nombre del proyecto

Desarrollo de sistema portátil para la medición del gasto energético

• DIAGNÓSTICO INTERNO

Listar de los **beneficios** más importantes que ofrece su negocio.

1. Costos.
2. Base para posteriores desarrollos.
3. Utilizar en otro tipo de aplicaciones.
4. Confiabilidad de los resultados.
5. Combinación de varias técnicas para la determinación del gasto energético.

Liste las principales **limitaciones** de su negocio, y que el día de mañana, podrían afectar al hecho de que sus clientes experimenten negativamente los beneficios de la lista anterior.

1. No se tiene el respaldo de una empresa consolidada.
2. No es una práctica usual en los diferentes ámbitos donde se puede emplear, generalmente se cambia por otra, la cual tienen un costo menor.
3. Es necesario realizar una validación del sistema pero el equipo para ello es de alto costo.

• ANÁLISIS DE POSIBLES CLIENTES

Se clasifican por personas y empresas, esto ayuda a determinar el público objetivo.

PERSONAS

Tabla 1. Definición de los tipos de personas interesadas.

Edad	24 – 50
Sexo	Ambos
Estrato social (Bajo, medio, alto)	Medio y alto
Ubicación demográfica (Local o global)	Local
Estado civil	Indiferente
Nivel académico.	Profesionales

Tabla 2. Características y necesidades de las personas.

Características de posibles clientes (Nombre 5)	1. Nutricionistas
	2. Entrenadores deportivos
	3. Kinesiólogos.
	4. Médico general
	5. Investigadores
Necesidades	1. Evaluación nutricional ambulatoria. Determinar la evolución de pacientes a ciertos tratamientos.
	2. Evaluación deportiva. Evaluación de la efectividad del entrenamiento.
	3. Estrategias para la valoración y evolución del tratamiento.
	4. Evaluación cuantitativa del estado nutricional de paciente, determinar consejos para la alimentación o remitir a un especialista.
	5. El estudio de la respuesta del hombre a diferentes actividades, puede definir diferentes planes de acción enfocados, a desarrollar planes de contingencia en diferentes tipos de poblaciones.

EMPRESAS O NEGOCIOS

Tabla 3. Definición de los tipos de las empresas interesadas.

Sector	Salud
Tamaño (Pequeña, mediana o gran empresa)	Mediana
Ubicación demográfica (Local o global).	Local

Tabla 4. Características y necesidades de las personas.

Necesidades	1. Salud ocupacional: Determinar el gasto energético en ciertas actividades.
	2. Nutrición: Determinar las particularidades del consumo energético de un individuo.
	3. Deportes: Establecer el consumo de energía en actividad física.
	4. Demográfico: Establecer el consumo energético en diferentes sectores de la población.
	10.

• ANÁLISIS DE LA COMPETENCIA

Nombre los competidores o empresas dedicadas a satisfacer su mismo mercado y enumere sus características

	EMPRESA 1
	GBARCO
Sector	Salud
Tamaño	Pequeña empresa

Principales Clientes	Empresas prestadoras de salud.
Características	Empresa que comercializa equipos y soporte técnico.
Fortalezas	Experiencia
Debilidades	Costo
Área de influencia	Colombia
Beneficios que más se promocionan	Equipos y servicio técnico

ENCUESTA PARA UN ESTUDIO DE MERCADO

Esta encuesta se plantea como una forma preliminar de evaluar los posibles clientes que estén interesados en un sistema de evaluación y medición del gasto energético.

1. Para su labor qué tipo técnicas utiliza para determinar el gasto energético de una persona.
 1. Ecuaciones predictivas.
 2. Calorimetría indirecta.
 3. Encuestas de actividad, auto-reportes.
 4. Consumo de oxígeno vs frecuencia cardíaca.
 5. Podómetros, monitores de actividad.
- 2.Cuál es la variabilidad aceptable para usted en la medida del gasto energético.
 1. 20%
 2. 15%
 3. 10%
 4. 5%
3. Determine la importancia de conocer el gasto energético de una persona.
 1. Imprescindible
 2. Importante
 3. Relevante
 4. Poco importante
 5. Irrelevante
4. Para usted, cuál es la importancia de que este tipo de pruebas sean ambulatorias.

1. Imprescindible
 2. Importante
 3. Relevante
 4. Poco importante
 5. Irrelevante
5. Utiliza usted las valoraciones de gasto energético en su actividad profesional.
6. Que equipos conoce que determinen el gasto energético de una de una persona.
 1. Calorímetros directos.
 2. Calorímetros indirectos.
 3. Cicloergómetro.
 4. Monitores de actividad.
7. Compraría usted un equipo para la estimación del gasto energético.
8. Según su volumen de trabajo cuál sería la frecuencia de uso de un equipo de estos.
 1. Un vez al día
 2. Una vez a la semana
 3. Varias veces al día
 4. Varias veces a la semana
9. Cada cuanto estaría dispuesto a cambiar un equipo, para la valoración del gasto energético.
 1. Cada 6 meses.
 2. Cada año.
 3. Cada cinco años.
 4. Cada vez que lo recomiende el fabricante.

Anexo IV. Ficha diseño de producto

Esta ficha hace parte del proceso de acompañamiento que se realizó en el SENA TecnoParque nodo Medellín.

Conceptos aclaratorios

- ¿Qué es lo que se va a desarrollar?

Un sistema de monitoreo portable de gasto energético.

- ¿Por qué es necesario resolver el problema?

Los equipos que se encuentran tienen un costo considerable. Para adelantar proyectos enfocados a la determinación del gasto energético es necesario desarrollar un sistema que permita medir los requerimientos nutricionales de un individuo en condiciones normales, con un precio competitivo, garantizando una medida con precisión.

- ¿Quiénes van a utilizar el producto?, ¿cuál es el estilo de vida del usuario final?

Las personas que utilizarán el producto son, nutricionistas, entrenadores, médicos fisiatras e investigadores. El estilo de vida del usuario final es una persona curiosa, que busca una calidad y precisión que garantice los estudios que se están realizando.

- ¿Cómo funcionan los productos similares o sustitutos?

Utilizan el mismo método que se pretende utilizar, pero estos por la precisión que manejan acarrean ciertos costos, por lo tanto manejando sensores a nivel industrial, se pretende reducir los costos de producción, sacrificando en menor medida la precisión de la medición.

1. Elementos Claves

Hacen referencia a los aspectos que se deben tener en cuenta para el diseño de un producto o servicio, tanto desde la perspectiva del grupo que desarrolla el proyecto como de los clientes potenciales. Reúnen las necesidades de los usuarios y del equipo de trabajo en diferentes categorías, y dependiendo del proyecto se elige con cuáles elementos se va a trabajar, debido a que todos los elementos no son requeridos para todos los proyectos.

De la siguiente lista, seleccione los elementos que son determinantes en la resolución de su problema de diseño:

Nivel de importancia de los aspectos seleccionados.

1	Calidad y confiabilidad
2	Pruebas
3	Tamaño
4	Peso
5	Costo del producto
6	Desempeño
7	Ergonomía
8	Tiempo de desarrollo del producto
9	Vida en servicio
10	Facilidad de manufactura

2. Investigar las necesidades de los usuarios

En la investigación de las necesidades del usuario se debe prestar especial atención a los elementos seleccionados y verificar el orden de importancia con los usuarios finales.

Existen varias técnicas para la investigar las necesidades del usuario. En esta etapa es recomendable utilizar las 3 técnicas presentadas a continuación, ya que cada una proporciona información diferente:

<i>Ser un usuario</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Consiste en utilizar el producto como lo haría comúnmente el usuario final (en el contexto de uso y para cumplir la función especificada). • Se obtiene: información sobre el desempeño del producto (puntos fuertes y débiles). • Beneficios: Comprensión profunda del producto, se experimentan las necesidades del usuario directamente.
<i>Observar a los usuarios</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Observar críticamente a los usuarios mientras utilizan el producto como suelen hacerlo. Se pueden hacer preguntas y es recomendable documentar todo el proceso con videos o fotos. • Se obtiene: Información sobre como el usuario se relaciona con el producto y cuáles son las dificultades que encuentra de las cuales no es muy consciente. • Beneficios: Aprender el lenguaje del usuario, encontrar necesidades no identificadas por el usuario.
<i>Entrevistas a usuarios</i>
<ul style="list-style-type: none"> • Los usuarios responden a un formulario de preguntas, que se diseña según los elementos claves elegidos anteriormente. • Se obtiene: Detalles e información precisa sobre las necesidades identificadas por el usuario, se puede preguntar la importancia de los elementos. • Beneficios: Es más rápido y se hace más fácil procesar la información.

3. Traducir la investigación en requerimientos de diseño.

Toda la información obtenida en el paso anterior se debe organizar en una tabla que se conoce como el PDS, y en ella se definen los requerimientos de diseño. En esta tabla se busca traducir las necesidades identificadas durante la investigación a términos de funciones, es decir, precisar que debe hacer o tener el producto técnicamente para resolver la necesidad planteada.

ELEMENTO	NECESIDAD	DEMANDA(D) DESEO(d)	O	REQUERIMIENTO
En esta columna se ponen en orden los elementos seleccionados.	En esta columna se escribe la necesidad del usuario que se relaciona con el elemento de la columna a la izquierda. Un elemento puede contener varias necesidades.	Las (D) son cosas que el producto tiene que hacer o tener, no son negociables, son indispensables; los (d) son negociables, son valores agregados, no se tienen que cumplir necesariamente.		En esta columna se interpreta la necesidad en términos técnicos. Un requerimiento debe incluir una métrica , un valor a alcanzar y una unidad de medida . En caso de no tener estos valores, se debe establecer una condición clara .
CALIDAD	Y	Que el sistema garantice la	D	Que se pueda determinación de la

CONFIABILIDAD	reproducibilidad de la medición.		concentración de CO2 entre 0-5%, O2 de 15-20% y de flujo entre 0-300 mL.
PRUEBAS	Que el sistema tenga la posibilidad de calibración previa a las mediciones que se hagan con el mismo. Que se tengan establecido protocolos de uso del sistema.	D	Que incluya un protocolo de calibración para los tres sensores CO2, O2 y flujo.
		D	Que se tenga un protocolo de evaluación de la actividad.
TAMAÑO	Que sea un sistema pequeño el cual pueda transportarse fácilmente.	D	Sistema que no supere una relación mayor al 25% del torso de la media poblacional.
PESO	El peso debe ser reducido para pruebas duración media no afecta el comportamiento del individuo.	D	Sistema que no supere una relación mayor al 5% del peso de la media poblacional.
COSTO DEL PRODUCTO	Que tenga un precio competitivo respecto al mercado.	D	Que el costo del equipo llegue a 1/4 del precio comercial de un equipo similar.
DESEMPEÑO	Que pueda utilizarse en todo tipo de clima y condiciones climáticas.	D	Que el comportamiento del equipo sea repetible en una gran variedad de condiciones
ERGONOMÍA	Que no afecte el libre desempeño del individuo a evaluar en sus actividades diarias normales	D	Que el sistema no varíe en un valor mayor al 20% el desplazamiento del eje centro de gravedad.
TIEMPO DE DESARROLLO DEL PROYECTO	El tiempo de desarrollo del proyecto no debe superar los 12 meses	D	Que el desarrollo del sistema no supere los 12 meses.
VIDA EN SERVICIO	Se debe alcanzar por lo menos la mitad de la vida media de los equipos comerciales	D	Que el sistema permita 1/2 de la vida media de los sistemas comerciales.
FACILIDAD DE MANUFACTURA	Que la masificación del producto no acarree costos adicionales	D	Que el desarrollo del sistema permita hacer la construcción a partir de sistemas de fácil manufactura y no requiera procesos adicionales.

Anexo V. Dispositivos Utilizados

Sensor de flujo

SpiroQuant H – Differential pressure flow converter

Description

The SpiroQuant H flow sensor is a passive flow- differential pressure- converter for measuring of breathing gas flow, in connection with the appropriate measuring unit (differential pressure gauge).
The sensor is designed as disposable sensor for single patient use.
The customary packing of sensors is in a paper box with 6 sensors per box including 6 multi adapters and tubing clip.
The sensor is non-sterile packed in plastic bags, but can be sterilized with gamma radiation or ETO before use.

Technical data

Measurement Range	0 to 100 slpm (standard liters per minute)
Accuracy	± 15 % over measuring range
Statistics	20 slpm respiration flow equals 0.49 mbar differential pressure
Influence of Mechanical Shock	No influence after a fall from 1 m
Operating Temperature	0 to 50 °C
Operating Humidity	0 to 99 % RH non-condensing
Storage conditions	-20 to +70 °C / max. 85 % RH / 5 years maximum storage time
Pressure Drop	approximately 1.0 mbar equals 60 slpm
Dead Space	11 cm ³ (without tubes)
Weight	approximately 50 grams incl. tube
Material	Housing parts (MABS) Inner part (PET) Tube (PVC - medical grade)

Order Information

	Part number
SpiroQuant H (6 pack incl. clip and adapter)	07-00-0001
Tubing clip	07-000027
Multi adapter	07-000025

Envitec-Wismar GmbH
a Honeywell Company
Alter Industriest. 15, 23865 Wismar, Germany
Phone: +49 (0) 3841 / 360-1
Phone: +49 (0) 3841 / 360-300, Sales
Fax: +49 (0) 3841 / 360-322

Internet: www.envitec.com
E-mail: info@envitec.com

ENVITEC
by Honeywell

Sensor de presión

Freeseale Semiconductor

Integrated Silicon Pressure Sensor On-Chip Signal Conditioned, Temperature Compensated and Calibrated

The MPXV7002 series piezoresistive transducers are state-of-the-art monolithic silicon pressure sensors designed for a wide range of applications, but particularly those employing a microcontroller or microprocessor with A/D inputs. This transducer combines advanced micromachining techniques, thin-film metallization, and bipolar processing to provide an accurate, high level analog output signal that is proportional to the applied pressure.

Features

- 2.5% Typical Error over +10°C to +60°C with Auto Zero
- 6.25% Maximum Error over +10°C to +60°C without Auto Zero
- Ideally Suited for Microprocessor or Microcontroller-Based Systems
- Thermoplastic (PPG) Surface Mount Package
- Temperature Compensated over +10° to +60°C
- Patented Silicon Shear Stress Strain Gauge
- Available in Differential and Gauge Configurations

Pressure

MPXV7002
Rev 2, 1/2009

MPXV7002 Series

-2 to 2 kPa (-0.3 to 0.3 psi)
0.5 to 4.5 V Output

Application Examples

- Hospital Beds
- HVAC
- Respiratory Systems
- Process Control

ORDERING INFORMATION

Device Name	Package Options	Case No.	# of Ports			Pressure Type			Device Marking
			None	Single	Dual	Gauge	Differential	Absolute	
Small Outline Package (MPXV7002 Series)									
MPXV7002GCE		482A		*	*	*	*		MPXV7002G
MPXV7002GCE1	Tape & Reel	482A		*	*	*	*		MPXV7002G
MPXV7002GP	Trays	1309		*	*	*	*		MPXV7002GP
MPXV7002DP	Trays	1351		*	*	*	*		MPXV7002DP

SMALL OUTLINE PACKAGE

© Freeseale Semiconductor, Inc., 2005, 2009. All rights reserved.

freeseale
SEMICONDUCTOR

Acelerómetro

Freeseale Semiconductor
Data Sheet: Technical Data
An Energy Efficient Solution by Freeseale

Document Number: MMA8451Q
Rev 6, 08/2011

VRoHS

3-Axis, 14-bit/8-bit Digital Accelerometer

The MMA8451Q is a smart low-power, three-axis, capacitive micromachined accelerometer with 14 bits of resolution. This accelerometer is packed with embedded functions with flexible user programmable options, configurable to two interrupt pins. Embedded interrupt functions allow for overall power savings relieving the host processor from continuously polling data. There is access to both low pass filtered data as well as high pass filtered data, which minimizes the data analysis required for jitter detection and faster transitions. The device can be configured to generate inertial wake-up interrupt signals from any combination of the configurable embedded functions allowing the MMA8451Q to monitor events and remain in a low power mode during periods of inactivity. The MMA8451Q is available in a 3 mm x 3 mm x 1 mm QFN package.

Features

- 1.95 V to 3.6 V supply voltage
- 1.5 V to 3.6 V interface voltage
- ±2g/±4g/±8g dynamically selectable full-scale
- Output Data Rates (ODR) from 1.56 Hz to 800 Hz
- 99 µg/1Hz noise
- 14-bit and 8-bit digital output
- I²C digital output interface (operates to 2.25 MHz with 4.7 kΩ pullup)
- Two programmable interrupt pins for seven interrupt sources
- Three embedded channels of motion detection
 - Freefall or Motion Detection: 1 channel
 - Pulse Detection: 1 channel
 - Jolt Detection: 1 channel
- Orientation (Portrait/Landscape) detection with programmable hysteresis
- Automatic ODR change for Auto-WAKE and return to SLEEP
- 32 sample FIFO
- High Pass Filter Data available per sample and through the FIFO
- Self-Test
- RoHS compliant
- Current Consumption: 6 µA – 185 µA

Typical Applications

- eCompass applications
- Static orientation detection (Portrait/Landscape, Up/Down, Left/Right, Back/Front position identification)
- Notebook, eReader and Laptop Tumble and Freefall Detection
- Real-time orientation detection (virtual reality and gaming 3D user position feedback)
- Real-time activity analysis (pedometer step counting, freefall drop detection for HDD, dead-reckoning GPS backup)
- Motion detection for portable product power saving (Auto-SLEEP and Auto-WAKE for cell phone, PDA, GPS, gaming)
- Shock and vibration monitoring (mechanical compensation, shipping and warranty usage logging)
- User interface (menu scrolling by orientation change, tap detection for button replacement)

ORDERING INFORMATION

Part Number	Temperature Range	Package Description	Shipping
MMA8451Q1	-40°C to +85°C	QFN 16	Tray
MMA8451QR1	-40°C to +85°C	QFN 16	Tape and Reel

© Freeseale Semiconductor, Inc., 2010, 2011. All rights reserved.

freeseale
Xtrinsic

MMA8451Q

Top and Bottom View

16 PIN QFN
3 mm x 3 mm x 1 mm
CASE 2077-01

Top View

Pin Connections

Sensor de O2

Sensor de CO2

Sensor de temperatura

Amp instrumentación

Regulador de voltaje conmutado

Potenciometro digital

Radio MiWi Inalámbrico

MICROCHIP MRF24J40MA 2.4 GHz IEEE Std. 802.15.4™ RF Transceiver Module

Features:

- IEEE Std. 802.15.4™ Compliant RF Transceiver
- Supports ZigBee® 1.0™, 6LoWPAN P2P and Proprietary Wireless Networking Protocols
- Small Size 0.7" x 1" (17.8 mm x 27.3 mm), Surface Mountable
- Integrated Crystal, Internal Voltage Regulator, Matching Circuitry and PCB Antenna
- Easy Integration into Final Product—Voltage Protected Development, Quiescent Time to Transmit
- Radio Regulation Certification for United States (FCC), Canada (IC) and Europe (ETSI)
- Compatible with Microchip Microcontroller Families (PIC18F, PIC24F, PIC32, dsPIC30, dsPIC33 and PIC24C)
- Up to 400 Kbps Range

RF/Analog Features:

- ISM Band 2.405-2.48 GHz Operation
- Data Rate: 250 Kbps
- 94 dBm Typical Sensitivity with +0 dBm Maximum Input Level
- +0 dBm Typical Output Power with 34 dB TX Power Control Range
- Integrated Low Phase Noise VCO, Frequency Synthesizer and PLL Loop Filter
- Digital VCO and Filter Calibration
- Integrated RSSI AGC and IQ DACs
- Integrated LDO
- High Receiver and RSSI Dynamic Range

MAC/Device Features:

- Hardware CSMA/CA-Medium Access Control (MAC) Response and PCH Check
- Independent Broadcast, Terrestrial and OTS PCH
- Support of GCSA modes and RSSI/LQ
- Automatic Packet Retransmission Capability
- Hardware Security Features (AES-128 and CTR, OGM and DES-HMAC modes)
- Supports Encryption and Decryption for MAC Sublayer and Upper Layer

Operational:

- Operating Voltage: 2.4-3.3V (3.3V typical)
- Temperature Range: -40°C to +85°C (Industrial)
- Simple, Four-Wire SPI Interface
- Low-Current Consumption
- IK mode: 18 mA (typical)
- TX mode: 23 mA (typical)
- Sleep: 2 µA (typical)

FIGURE 1: PIN DIAGRAM

Referencia voltaje

ANALOG DEVICES Micropower, Low Noise Precision Voltage References with Shutdown
ADR390/ADR391/ADR392/ADR395

FEATURES

- Compact 5-lead TSOT package
- Low temperature coefficient
- 8 grade 0 ppm/°C
- A grade 20 ppm/°C
- Initial accuracy
- 8 grade 40 mV maximum (ADR390)
- A grade 40 mV maximum
- Shutdown output voltage 0.9V p-p @ 1 Hz to 10 Hz
- Low dropout: 300 mV
- Low supply current
- 3 µA maximum in shutdown
- 100 µA maximum in operation
- No external capacitor required
- Output current: 1 mA
- Wide temperature range: -40°C to +125°C

APPLICATIONS

- Battery-powered instrumentation
- Portable medical instrumentation
- Data acquisition systems
- Industrial process controls
- Automotive

GENERAL DESCRIPTION

The ADR390/ADR391/ADR392/ADR395 are precision 2.495 V, 2.5 V, 2.490 V, and 2.5 V bandgap voltage references. Incorporating feedback loop and high precision in a tiny package, using patented temperature and curvature correction techniques from Analog Devices, Inc., the ADR390 reference achieves a low 0 ppm/°C temperature drift in the TSOT package.

PIN CONFIGURATION

Table 1

Model	Output Voltage (V)	Temperature Coefficient (ppm/°C)	Accuracy (mV)
ADR390	2.495	8	±4
ADR391	2.490	20	±4
ADR392	2.5	8	±4
ADR395	2.5	20	±4
ADR390	2.495	8	±4
ADR391	2.490	20	±4
ADR392	2.5	8	±4
ADR395	2.5	20	±4

FIGURE 1: Low Dropout Buffer

FIGURE 2: Shutdown Mode

FIGURE 3: Shutdown Mode

Amplificador

National Semiconductor
LMC6044 CMOS Quad Micropower Operational Amplifier

General Description

Ultra-low power consumption and low input leakage current are the hallmarks of the LMC6044. Drawing total current of only 2 nA typical, the LMC6044 can operate from a single supply, has input leakage current of only 1 pA, and an input voltage range that includes ground.

The LMC6044 is ideal for use in systems requiring ultra-low power consumption. In addition, the low input leakage current allows the use of high impedance input devices without requiring additional pull-down resistors. It is ideal for high-impedance input devices, such as piezoelectric sensors, amplifiers, integrators and active filter detectors, and hand-held instruments.

This device is built with National's advanced Double Poly Silicon CMOS process.

See the LMC6044 for a single, and the LMC6044 for a dual amplifier with these features.

Features

- Low supply current: 10 pA typical (typical)
- Quiescent current: 4.0 nA to 10 nA single supply
- Ultra-low input current: 2 nA (typical)
- Full rail-to-rail output swing
- Input common-mode range includes ground

Applications

- Battery monitoring and power monitoring
- Protections and integral sensor preamplifier
- Piezoelectric sensor amplifiers
- Hand-held sample instruments
- Pin probe buffer amplifier
- Fine and analog detection systems
- Charge amplifier for piezoelectric transducer

Connection Diagram

Optoacoplador

FAIRCHILD
General Purpose 6-Pin Phototransistor Optocouplers

4N25M, 4N26M, 4N27M, 4N28M, 4N35M, 4N36M, 4N37M, H11A1M, H11A2M, H11A3M, H11A4M, H11A5M

General Purpose 6-Pin Phototransistor Optocouplers

Features

- UL recognized (File # E30705, Version 2)
- VCE saturated (File # E30705)
- Adaptation (File # E30705)

Applications

- Power supply regulators
- Digital logic inputs
- Microprocessor inputs

Schematic

Package Outlines

Driver cargas

ULN2803A DARLINGTON TRANSISTOR ARRAY

Features

- 500-mA Rated Collector Current (Single Output)
- High-Voltage Outputs... 50 V
- Output Clamp Diode
- Inputs Compatible With Various Types of Logic
- Relay Driver Applications
- Compatible with ULN2803A Series

DESCRIPTION/ORDERING INFORMATION

The ULN2803A is a high-voltage, high-current Darlington transistor array. The device consists of eight high-voltage outputs, with common-emitter clamp diodes for switching inductive loads. The collector current rating of each Darlington pair is 500 mA. The Darlington pairs may be connected in parallel for higher current capability.

Applications include relay drivers, hammer drivers, lamp drivers, display drivers (LED and gas discharge), line drivers, and logic buffers. The ULN2803A has a 2.7-kV series base resistor for each Darlington pair for operation directly with TTL or 5-V CMOS devices.

ORDERING INFORMATION

TA	PACKAGE	ORDERABLE PART NUMBER	TOP-ASSEMBLY NUMBER
-40°C to 85°C	14-Pin DIP	ULN2803AD	ULN2803AD
-40°C to 85°C	14-Pin SO	ULN2803AS	ULN2803AS
-40°C to 85°C	14-Pin SSOP	ULN2803AS	ULN2803AS

Please be aware that an important notice concerning availability, standard warranty, and use in critical applications of Texas Instruments semiconductor products and services is located at the end of this data sheet.

Copyright © 2006, Texas Instruments Incorporated

Microcontrolador

MICROCHIP PIC24FJ256GB110 FAMILY
64/80/100-Pin, 16-Bit Flash Microcontrollers with USB On-The-Go (OTG)

Power Management:

- On-Chip 2.0V Voltage Regulator
- Switch between Clock Sources in Real Time
- Idle, Sleep and Deep Modes with Fast Wakeup and Two-Speed Start
- Run mode: 1 mA/MHz, 2.0V Typical
- Sleep mode Current Down to 100 nA Typical
- Standby Current with 32 kHz Oscillator: 0.5 µA

Universal Serial Bus Features:

- USB v1.0 On-The-Go (OTG) Controller
- Full-Speed Controller: can act as either Host or Peripheral
- Low-Speed Controller: can act as either Host or Peripheral
- USB v1.0 Full-Speed and Full-Speed (11.544 MHz) USB Operation in Host mode
- Full-Speed Peripheral Operation in Device mode
- High-Speed Peripheral for USB v2.0
- Internal Voltage Regulator for USB v2.0
- Host/Device for On-Chip Charge Pump for USB v2.0
- Supports up to 32 Endpoints (16 Bidirectional)
- USB Modules can use any RAM location on the device as USB endpoint buffers
- On-Chip USB Controller with On-Chip Voltage Regulator
- Interface for On-Chip USB Transceiver
- On-Chip USB Controller, Host/Device and USB Transceiver
- On-Chip Pull-Up and Pull-Down Resistors

High-Performance CPU:

- Modified Harvard Architecture
- Up to 10 MIPS Operation at 32 MHz
- 4.0 MHz Internal Oscillator
- 15.36 x 15.36 Single-Cycle Hardware Multiplier
- 48KB to 64KB Hardware Counter
- 16 x 16-bit Working Register Array
- Computer Configuration and Architecture with Flexible Addressing Modes
- Linear Program Memory Addressing, Up to 15 Kbytes
- Linear Data Memory Addressing, Up to 8 Kbytes
- Two Address Generation Units for Separate Read and Write Addressing of Data Memory

Analog Features:

- 16-Bit, 100 kHz 16-Bit Analog-to-Digital (A/D) Converter at 900 nA
- Conversion Available in Sleep mode
- Three Analog Comparators with Programmable Input Channel Configuration
- Charge Time Measurement Unit (CTM)

Pin Diagram

Table 1: Pin Configuration

Device	Pin	Function	Pin	Function	Pin	Function	Pin	Function	Pin	Function
PIC24FJ256GB110	1	NC	51	NC	101	NC	151	NC	201	NC
PIC24FJ256GB110	2	NC	52	NC	102	NC	152	NC	202	NC
PIC24FJ256GB110	3	NC	53	NC	103	NC	153	NC	203	NC
PIC24FJ256GB110	4	NC	54	NC	104	NC	154	NC	204	NC
PIC24FJ256GB110	5	NC	55	NC	105	NC	155	NC	205	NC
PIC24FJ256GB110	6	NC	56	NC	106	NC	156	NC	206	NC
PIC24FJ256GB110	7	NC	57	NC	107	NC	157	NC	207	NC
PIC24FJ256GB110	8	NC	58	NC	108	NC	158	NC	208	NC
PIC24FJ256GB110	9	NC	59	NC	109	NC	159	NC	209	NC
PIC24FJ256GB110	10	NC	60	NC	110	NC	160	NC	210	NC
PIC24FJ256GB110	11	NC	61	NC	111	NC	161	NC	211	NC
PIC24FJ256GB110	12	NC	62	NC	112	NC	162	NC	212	NC
PIC24FJ256GB110	13	NC	63	NC	113	NC	163	NC	213	NC
PIC24FJ256GB110	14	NC	64	NC	114	NC	164	NC	214	NC
PIC24FJ256GB110	15	NC	65	NC	115	NC	165	NC	215	NC
PIC24FJ256GB110	16	NC	66	NC	116	NC	166	NC	216	NC
PIC24FJ256GB110	17	NC	67	NC	117	NC	167	NC	217	NC
PIC24FJ256GB110	18	NC	68	NC	118	NC	168	NC	218	NC
PIC24FJ256GB110	19	NC	69	NC	119	NC	169	NC	219	NC
PIC24FJ256GB110	20	NC	70	NC	120	NC	170	NC	220	NC
PIC24FJ256GB110	21	NC	71	NC	121	NC	171	NC	221	NC
PIC24FJ256GB110	22	NC	72	NC	122	NC	172	NC	222	NC
PIC24FJ256GB110	23	NC	73	NC	123	NC	173	NC	223	NC
PIC24FJ256GB110	24	NC	74	NC	124	NC	174	NC	224	NC
PIC24FJ256GB110	25	NC	75	NC	125	NC	175	NC	225	NC
PIC24FJ256GB110	26	NC	76	NC	126	NC	176	NC	226	NC
PIC24FJ256GB110	27	NC	77	NC	127	NC	177	NC	227	NC
PIC24FJ256GB110	28	NC	78	NC	128	NC	178	NC	228	NC
PIC24FJ256GB110	29	NC	79	NC	129	NC	179	NC	229	NC
PIC24FJ256GB110	30	NC	80	NC	130	NC	180	NC	230	NC
PIC24FJ256GB110	31	NC	81	NC	131	NC	181	NC	231	NC
PIC24FJ256GB110	32	NC	82	NC	132	NC	182	NC	232	NC
PIC24FJ256GB110	33	NC	83	NC	133	NC	183	NC	233	NC
PIC24FJ256GB110	34	NC	84	NC	134	NC	184	NC	234	NC
PIC24FJ256GB110	35	NC	85	NC	135	NC	185	NC	235	NC
PIC24FJ256GB110	36	NC	86	NC	136	NC	186	NC	236	NC
PIC24FJ256GB110	37	NC	87	NC	137	NC	187	NC	237	NC
PIC24FJ256GB110	38	NC	88	NC	138	NC	188	NC	238	NC
PIC24FJ256GB110	39	NC	89	NC	139	NC	189	NC	239	NC
PIC24FJ256GB110	40	NC	90	NC	140	NC	190	NC	240	NC
PIC24FJ256GB110	41	NC	91	NC	141	NC	191	NC	241	NC
PIC24FJ256GB110	42	NC	92	NC	142	NC	192	NC	242	NC
PIC24FJ256GB110	43	NC	93	NC	143	NC	193	NC	243	NC
PIC24FJ256GB110	44	NC	94	NC	144	NC	194	NC	244	NC
PIC24FJ256GB110	45	NC	95	NC	145	NC	195	NC	245	NC
PIC24FJ256GB110	46	NC	96	NC	146	NC	196	NC	246	NC
PIC24FJ256GB110	47	NC	97	NC	147	NC	197	NC	247	NC
PIC24FJ256GB110	48	NC	98	NC	148	NC	198	NC	248	NC
PIC24FJ256GB110	49	NC	99	NC	149	NC	199	NC	249	NC
PIC24FJ256GB110	50	NC	100	NC	150	NC	200	NC	250	NC

Memoria EEPROM

A Microchip Technology Company

32 Mbit SPI Serial Flash SST25VF032B

Data Sheet

SST's 25 series Serial Flash family features a four-wire, SPI-compatible interface that allows for a low pin-count package which occupies less board space and ultimately lowers total system costs. The SST25VF032B devices are enhanced with improved operating frequency which lowers power consumption. SST25VF032B SPI serial flash memories are manufactured with SST's proprietary, high-performance CMOS SuperFlash technology. The split-gate cell design and thick-oxide tunneling injector attain better reliability and manufacturability compared with alternate approaches.

Features:

- Single Voltage Read and Write Operations
 - 2.7-3.6V
- Serial Interface Architecture
 - SPI Compatible: Mode 0 and Mode 3
- High Speed Clock Frequency
 - Up to 80 MHz
- Superior Reliability
 - Endurance: 100,000 Cycles (typical)
 - Greater than 100 years Data Retention
- Low Power Consumption:
 - Active Read Current: 10 mA (typical)
 - Standby Current: 5 μ A (typical)
- Flexible Erase Capability
 - Uniform 4 KByte sectors
 - Uniform 32 KByte overlay blocks
 - Uniform 64 KByte overlay blocks
- Fast Erase and Byte-Program:
 - Chip-Erase Time: 30 ms (typical)
 - Sector-Erase Time: 18 ms (typical)
 - Byte-Program Time: 7 μ s (typical)
- Auto Address Increment (AA) Word Programming
 - Decrease total chip programming time over Byte-Program operations
- End-of-Write Detection
 - Software polling the BUSY bit in Status Register
 - Busy Status readout on SO pin
- Hold Pin (HOLD#)
 - Suspends a serial sequence to the memory without deselecting the device
- Write Protection (WP#)
 - Enables/Disables the Lock-Down function of the status register
- Software Write Protection
 - Write protection through Block-Protection bits in status register
- Temperature Range
 - Industrial: -40°C to +85°C
- Packages Available
 - 8-Lead SOIC (200 mils)
 - 8-Contact WSON (8 X 6 mm)
- All devices are RoHS compliant

©2011 Silicon Storage Technology, Inc.

www.microchip.com
www.sst.com

SP13270-000 00/1

RS-232 - USB

Document No.: FT_000053
FT232R USB UART IC Datasheet Version 2.09
Clearance No.: FTDI# 38

Future Technology Devices International Ltd. FT232R USB UART IC

The FT232R is a USB to serial UART interface with the following advanced features:

- Single chip USB to asynchronous serial data transfer interface.
- Entire USB protocol handled on the chip. No USB specific firmware programming required.
- Fully integrated 1024 bit EEPROM storing device descriptors and CBUS I/O configuration.
- Fully integrated USB termination resistors.
- Fully integrated clock generation with no external crystal required plus optional clock output selection enabling a glue-less interface to external MCU or FPGA.
- Data transfer rates from 300 baud to 3 Mbaud (RS422, RS485, RS232) at TTL levels.
- 128 byte receive buffer and 256 byte transmit buffer utilising buffer smoothing technology to allow for high data throughput.
- FTDI's royalty-free Virtual Com Port (VCP) and Direct (D2XX) drivers eliminates the requirement for USB driver development in most cases.
- Unique USB FTDIChip-ID™ feature.
- Configurable CBUS I/O pins.
- Transmit and receive LED drive signals.
- UART interface support for 7 or 8 data bits, 1 or 2 stop bits and odd / even / mark / space / no parity.
- FIFO receive and transmit buffers for high data throughput.
- Synchronous and asynchronous bit bang interface options with RD# and WR# strobes.
- Device supplied pre-programmed with unique USB serial number.
- Supports bus powered, self powered and high-power bus powered USB configurations.
- Integrated +3.3V level converter for USB I/O.
- Integrated level converter on UART and CBUS for interfacing to between +1.8V and +5V logic.
- True 5V/3.3V/2.8V/1.8V CMOS drive output and TTL input.
- Configurable I/O pin output drive strength.
- Integrated power-on-reset circuit.
- Fully integrated AVCC supply filtering - no external filtering required.
- UART signal inversion option.
- +3.3V (using external oscillator) to +5.25V (internal oscillator) Single Supply Operation.
- Low operating and USB suspend current.
- Low USB bandwidth consumption.
- UHC2/OHC2/EHC2 host controller compatible.
- USB 2.0 Full Speed compatible.
- -40°C to 85°C extended operating temperature range.
- Available in compact Pb-free 28 Pin SSOP and QFN-32 packages (both RoHS compliant).

Neither the whole nor any part of the information contained in, or the product described in this manual, may be adapted or reproduced in any material or electronic form without the prior written consent of the copyright holder. This product and its documentation are supplied on an as-is basis and no warranty as to their suitability for any particular purpose is either made or implied. Future Technology Devices International Ltd will not accept any claim for damages howsoever arising as a result of use or failure of this product. Your statutory rights are not affected. This product or any variant of it is not intended for use in any medical appliance, device or system in which the failure of the product might reasonably be expected to result in personal injury. This document provides preliminary information that may be subject to change without notice. No freedom to use patents or other intellectual property rights is implied by the publication of this document. Future Technology Devices International Ltd, Unit 1, 2 Seaward Place, Carleton Business Park, Glasgow G4 0JL United Kingdom. Scotland Registered Company Number: SC136640

Copyright © 2010 Future Technology Devices International Limited

1

Anexo VI. Herramientas utilizadas

Solid Works

Esta herramienta se utilizó para el diseño de la carcasa, que luego fue impresa en 3D, se ajustaron todas las condiciones necesarias para su ensamble, se produjo el video que está adjunto a este trabajo. También se hicieron las simulaciones correspondientes con la herramienta Floxpress, para observar la distribución del aire en las diferentes piezas del sistema de muestreo y las pruebas con la jeringa de calibración.

Eagle CadSoft

Con esta herramienta se diseñó la tarjeta de control, cada una de sus capas y las adecuaciones necesarias para el ajuste de todos los dispositivos.

En algunos casos fue necesario diseñar las librerías de ciertos elementos ya que no se encontraban en la base de datos del sistema.

Labview

Es una herramienta muy útil para hacer prototipos de aplicaciones rápidamente, se utilizó para desarrollar la aplicación con la cual el usuario interactuaba con el prototipo, donde se entregaba la información y esta era interpretada y desplegada en pantalla. De forma adicional el sistema permite el almacenamiento de toda la información en un archivo de texto, lo que permite evaluar con posterioridad las pruebas.

MPLAB

Con esta herramienta se hizo la programación del microcontrolador, además se utilizó para hacer debugging del firmware, donde se establece el control de las cargas y la transmisión de la información.

Microchip

El microcontrolador de este fabricante, donde se pueden entrar grandes comunidades de desarrollo, lo que permite aumentar el tiempo de creación de un prototipo. El sensor de temperatura, el radio de comunicación y el potenciómetro digital son comercializados, por esta compañía.

Freescall

De este fabricante se utilizaron los sensores de presión y los acelerómetros, además de varias de las notas de aplicación, para el tratamiento de la información y el diseño del PCB.

Anexo VII. Consideraciones para el diseño del PCB

Como el sistema es una combinación de señales análogas y digitales, es necesario tener varias consideraciones en cuenta, en las cuales se definen 5 reglas generales.

1. Minimizar áreas del bucle.

Este es un principio general que se aplica tanto a los circuitos analógicos y digitales. Los lazos son antenas. Las entradas son sensibles al ruido, la zona delimitada por una ruta a la de entrada y su regreso es proporcional a la cantidad de ruido recogido. En los puertos de salida digital, la cantidad de ruido que se irradia también es proporcional al área de bucle.

2. Cancelar los campos mediante la ejecución de corrientes iguales que fluyen en direcciones opuestas lo más cerca posible el uno al otro.

Los campos generados por dos corrientes iguales en direcciones opuestas, se cancelarán cuando la proximidad entre ellas sea infinitesimal. En el diseño de placa de circuito impreso, esta situación se puede aproximar por medio de señales de funcionamiento y su rendimiento por el mismo camino pero en diferentes capas. La cancelación de campo no es perfecta debido a la separación física finita, pero es suficiente para justificar una seria atención en las rutas críticas. Visto desde una perspectiva diferente, es otra forma de mirar a la Regla N ° 1, es decir, minimizar las áreas de bucle.

3. En los rastros que llevan las señales de alta velocidad evitar ángulos de 90 grados, incluidas las conexiones “T”.

Si se mira las señales de alta velocidad en términos de frentes de onda en movimiento por un recorrido, el motivo de evitar ángulos de 90 grados es muy sencillo, en un frente de onda de alta velocidad, un ángulo de 90 grados es una discontinuidad que produce reflejos no deseados. Desde el punto de vista práctico, las pistas de 90 grados son fáciles de evitar usando dos ángulos de 45 grados o una curva.

4. Conecte la señal de tierra de la señal del circuito a las zonas de alimentación de tierra en un solo punto.

La razón de esta restricción es que las caídas transitorias de tensión a lo largo de la tierra puede ser considerable, debido a los altos valores de di/dt que fluyen a través de la inductancia finita. Si la señal vuelve al circuito de procesamiento son conectados a tierra de la alimentación en varios puntos, estos transitorios se muestran como las diferencias de voltaje de retorno en diferentes puntos en el circuito de procesamiento de señales. Los circuitos de procesamiento de señal rara vez tiene la inmunidad al ruido generado por los transitorios de potencia baja, generalmente es necesario ligar la tierra de la señal a la tierra de la alimentación en un solo punto.

5. Utilice los planos de tierra de forma selectiva.

A pesar de los planos de tierra son muy beneficiosos cuando se utilizan con circuitos digitales, en el mundo analógico es mejor utilizarlo de forma selectiva. Un único plano de masa en un circuito analógico pone capacitancia parásita en lugares donde no es deseada, como en las entradas inversoras de los amplificadores operacionales. Los planos de tierra también limitan los esfuerzos para aprovechar de la cancelación de campo, ya que el retorno se distribuye.

Diseño Análogo

En los sistemas analógicos, tanto en la minimización de áreas de bucle y la cancelación de campo son útiles en las técnicas de diseño. Cancelación campo es aplicable a los restos de alimentación y de tierra, donde las corrientes son iguales y opuestas. El funcionamiento de estas dos trazas directamente sobre la otra proporciona la anulación del campo de ruido no deseado, y el área mínima de lazo.

En la Fig. 1 se muestra la diferencia entre una fuente de alimentación de acoplamiento en bucle que se ha dirigido correctamente y que otra que no. Los círculos representan las almohadillas, los símbolos de esquema muestra los componentes que están conectados a las pastillas, y las capas de enrutamiento se muestran como líneas oscuras (trazo superior) o líneas de color gris (trazo inferior). Tenga en cuenta, mediante el direccionamiento de los dos rastros uno sobre el otro, el área de bucle crítico se reduce al mínimo.

Fig 1. Trazo de una señal sobre dos capas, se busca minimizar el bucle.

Por razones similares, es conveniente tratar las señales de los sensores de salida y sus vías de retorno lo más cerca entre sí como sea posible. Minimizar esta área de bucle minimiza la cantidad de ruido externo que es recogido por realizar las conexiones eléctricas en el sensor.

Diseño Digital:

En el diseño digital lo primero que debe hacerse es separar la tierra. Un buen lugar para comenzar es con la arquitectura que se muestra en la Fig. 2, esta arquitectura tiene varias características clave. Tierra analógica y digital son separadas y distintas unos de otros, se unen en un solo punto. Para la tierra análoga, es preferible un único punto lo más cercano posible a

la tierra de la referencia del convertidor analógica/digital. La conexión de tierra de la fuente de alimentación debe ser lo más cerca posible al retorno de la fuente de alimentación del microcontrolador (V_{SS}). Tenga en cuenta también que el camino de V_{REFL} de V_{SS} está aislado del resto de la tierra digital hasta que se aproxima V_{SS} .

Figura 2. Distribución aconsejada de los planos de tierra digital, analógicos y de alimentación

Consideraciones sensores de presión

Para los sensores piezoresistivos como los sensores de presión, el ruido puede ser filtrado con varios métodos. Un filtro pasabajas, filtro RC, además de un promedio de las muestras tomadas pueden ser implementadas con un coste de hardware mínimos. En un sistema combinado, el ruido puede ser reducido aún más, siguiendo las recomendaciones para la fuente, las tierras y las técnicas de enrutamiento.

Lista de verificación para reducir el ruido:

A continuación se enumeran los detalles para comprobar antes de que la tarjeta vaya a producción. Estas son guías, no reglas fijas a seguir. Esta lista fue generada a partir de la experiencia desarrollando este proyecto y las referencias recogidas al final de este anexo.

Eliminación de fuentes de ruido

- Usar el reloj de frecuencia más baja y el tiempo de ascenso más lento que satisfacen las especificaciones del sistema.
- Colocar el circuito de reloj cerca del conector si el reloj está fuera de la tarjeta. En caso contrario, colocar el circuito de reloj en el centro del tablero.
- Cristales de montaje al ras de la tarjeta y estos a tierra.
- Mantener los bucles de las señales del reloj minimizadas, lo más cercanas a cero.
- Localizar controladores de E / S cerca de donde salen de la tarjeta.
- Filtrar todas las señales de entran a la tarjeta.

- Filtrar todas las señales que salen de un ambiente ruidoso.
- Las terminales no utilizadas de los amplificadores deben ser unidas, en el caso de las entradas positivas a tierra y la entrada negativa a la salida.
- Terminar sin usar amplificadores en paquetes de dos y cuatro por tierra la entrada + y la conexión de la - entrada a la salida.
- Proporcionar a las bobinas de los reles algún tipo de amortiguación contra sobretensiones.
- El uso de pistas de 45 grados en vez de ángulos de 90 grados de ángulo disminuye la radiación.

Reducción del ruido de acople

- Separe los circuitos en un PCB de acuerdo a su frecuencia y los niveles actuales de conmutación.
- Coloque integrados para cortar las funciones del reloj.
- Confinar la lógica de alta velocidad para funciones específicas.
- Colocar los integrados de E / S fichas al lado del borde del tablero y cerca del conector.
- Si es posible, use una tarjeta de múltiples capas para minimizar el potencia y la inductancia.
- Use un solo punto de energía y de tierra para diseños de placas base para una sola cara y doble cara.
- Utilice pistas anchas para la fuente y su tierra.
- Mantener las pistas del reloj, los buses, y los integrados disponibles separados de las líneas de E/S y conectores.
- Mantener las líneas de señales digitales, en especial el reloj, tan lejos de la entrada analógica y los pines de voltaje de referencia como sea posible.
- Al trabajar con convertidores de señal mixta de datos, no cruzar las líneas digitales y analógicas. Dirija las señales lejos unas de las otras.
- Separar los cables ruidosos, de los silenciosos.
- Enviar las señales de reloj perpendicular a las señales de E / S.
- Mantener circuitos de reloj y se pines lejos de los cables de E / S.
- Mantener la longitud de los cables sensibles lo más corto posible.
- Manejar las pistas críticas por pistas de grasa y protector de bandas con un terreno a cada lado de la traza.
- No ejecute las pistas sensibles en paralelo con alta corriente y las señales de conmutación rápida.
- Minimizar la longitud de la pista en capacitores de desacople.

- Mantener líneas de alta velocidad más cortas y directas.
- Minimizar la longitud de traza de los relojes y otras señales periódicas.
- Evite correr pistas sobre cristales y otros circuitos críticamente sensibles al ruido.
- Filtre todas las pistas que entren a lugares que tienen circuitos sensibles.
- Cuando señales de bajo nivel de la señal y ruido se lleva en el mismo conector, como un cable plano, separar y colocar los conductores de tierra entre ellos.
- Evitar lazos de tierra de bajo nivel, circuitos de baja frecuencia.
- Enrolle cables ruidos juntos para que se cancele el acoplamiento mutuo.
- Use todos los pines de fuente y tierra de un integrado.

Reducción de ruido de recepción

- Evitar todos los bucles de la señal siempre que sea posible, si no es posible, minimizar el área de bucle.
- El uso discos cerámicos de alta frecuencia y baja inductancia o de condensadores cerámicos multicapa para desacoplar los integrados.
- Localizar el desacoplamiento al lado de cada integrado en el sistema.
- Utilizar un condensador de tantalio o de policarbonato metalizado electrolítico para recargar los capacitores individuales de desacople de los integrados.
- Una a todas los capacitores electrolíticos con pequeñas capacitores de alta frecuencia.
- Si es necesario, complementar la disociación con cuentas de ferrita en serie.
- Separe la fuente y la tierra de la señal, el ruido y hardware, propio de la fuente.
- Utilizar filtros de frecuencias seleccionables en su caso.
- Con condensadores tubulares, conecte las terminales por fuera del aluminio a tierra.
- Conectar todas las entradas no utilizadas a la fuente o la tierra o configurarlas como salidas.
- Anular todas las tensiones de referencia analógica.
- Use la terminación serie para atenuar la transmisión de reflejos.
- No utilice sockets para circuitos integrados de alto rendimiento analógico y de señal mixta.

Referencias

- [1] A. Reodique and W. Schultz, “AN1646: Noise consideration for Integrated Pressure Sensors,” Freescale Semiconductor, 2005.
- [2] Freescale, “AN3747: Pad Layout Application Note,” Freescale Semiconductor, 2009.
- [3] M. Glenewinkel, “AN1259: System Design and Layout Techniques for Noise Reduction in MCU-Based Systems,” Freescale Semiconductor, 1995.

- [4] E. Lee and R. Garcia, “AN3962: PCB Layout Design Guide for Analog Applications,” Freescale Semiconductor, 2010.
- [5] W. Schultz, “AN1626: Noise Management in Motor Drives,” ON semiconductor, 2007.
- [6] B. Baker, “AN695: Interfacing Pressure Sensor to Microchip’s Analog Peripherals,” Microchip Technology Inc., 2000.
- [7] J. Lepkowski, “AN929: Temperature Measurement Circuits for Embedded Applications,” Microchip Technology Inc., 2004.
- [8] K. Curtis, “AN823: Analog Design in a Digital World Using Mixed Signal Controllers,” Microchip Technology Inc., 2002.
- [9] K. Blake, “AN1258: Op Amp Precision Design: PCB Layout Techniques,” Microchip Technology Inc., 2009.
- [10] B. Baker, “AN723: Operational Amplifier AC Specifications and Application,” Microchip Technology Inc., 2000.
- [11] K. Blake, “AN1177: Op Amp Precision Design: DC Errors,” Microchip Technology Inc., 2009.
- [12] T. Perme, “AN1102: Layout and Physical Design Guidelines for Capacitive Sensing,” Microchip Technology Inc., 1999.
- [13] K. Blake, “AN990: Analog Sensor Conditioning Circuit – An Overview,” 2005.
- [14] B. Baker, “AN688: Layout Tips for 12-Bit A/D Converter Application,” Microchip Technology Inc., 1999.
- [15] H. Zumbahlen, “Printed Circuit Board (PCB) Design Issues,” in *Linear Circuit Design Handbook*, Analog Devices, 2008.
- [16] W. Kester and W. Jung, “PC Board Layout and Design Tools,” in *High Speed System Applications*, Analog Devices, 2006.
- [17] J. Ardizzoni, “A practical Guide to High-Speed Printed-Circuit-Board Layout,” Analog Devices, 2005.
- [18] W. Kester, J. Bryant, W. Jung, A. Garcia, and J. McDonald, “Hardware Techniques,” Analog Devices, 1995.
- [19] W. D. Kimmel and D. D. Gerke, “Exploring Systems EMC in Medical Devices,” Kimmel Gerke Associates Ltd, 2010.
- [20] B. Slaterry and J. Wynne, “AN333 Design and Layout of a Video Graphics System for reduce EMI,” Analog Devices.

Anexo VIII. Protocolos de calibración.

PROTOCOLO

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA LABORATORIO INGENIERÍA CLÍNICA NIT 890980040-8 Tel : 2105588 Calle 67 Número 53 – 108 Bloque 20-229		UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA 1803
Protocolo de Calibración - Equipo Biomédico		
Código: BIP – 001		Página 1 de 3

MÉTODO DE CALIBRACIÓN

DATOS PATRÓN

Instrumento: Jeringa de calibración 3L	Marca: Hans Rudolph	Modelo: 5530
Número de Serie: 553-12681	Procedimiento: Calibración	Rango: 0 – 3L
Variable Volumen	Error asociado 1%	Temperatura (15 – 35) °C

DATOS EQUIPO DE CALORIMETRÍA INDIRECTA

Instrumento: E2-Node	Marca: GIBIC	Módulo Espirometría
Variable Flujo	Rango 0-100L/min	Error asociado 3%

RANGOS

Equipo patrón 0 – 3 L	Trabajo 0 - 3L	Calibración 0 - 3L
E2-node	Trabajo	Calibración
	0 - 1.6L	0 - 3L

PROCEDIMIENTO

Preparación equipos

1. Encienda los equipos cada uno de los equipos y de una espera de 10 minutos para empezar el procedimiento.
2. Conecte el cable USB seria desde el equipo hasta el computador
3. Conecte las derivaciones del sensor a los acoples rápidos, la línea blanca en el primer acople y la línea azul en el segundo acople, la posición es izquierda a derecha.
4. Conecte el sistema de acople a la T de la jeringa de calibración, dependiendo del tipo de prueba que se vaya a realizar, de salida, de entrada o prueba de turbulencia.
5. Ajuste el collar metálico en la marca de 3.0 sobre el embolo en la jeringa.

Preparación aplicación

1. Inicie la aplicación en Labview.
2. La prueba se desarrolla sobre el panel de servicio.
3. Seleccione el puerto de comunicación.
4. Cree un archivo con la fecha y tipo de prueba.
5. Seleccione el archivo desde la aplicación.

Toma de medidas

1. Inicie la comunicación con el botón *Iniciar Comunicación* desde la aplicación.
2. Accione el embolo asegurándose que el collar llegue hasta la base del cilindro.
3. Tome el valor cada 10 segundos, hasta obtener un total de 10 muestras.
4. Cuando finalice la prueba, detenga la comunicación con el botón *Terminar Comunicación*.

Registro

1. En el archivo de registro se toma los valores del flujo, sobre el cual se calcula el volumen a partir de la multiplicación del valor de flujo con la tasa de muestreo de la señal.
2. Cada cálculo del volumen se registra en la tabla.

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA
 LABORATORIO DE METROLOGÍA BIOMÉDICA
 NIT 890980040-8
 Tel : 2105588
 Calle 67 Número 53 – 108
 Bloque 19 – 423

Registro de Calibración - Equipo Biomédico

Código: BIO – 001

Página 3 de 3

DATOS

Módulo	Espirometría		
Variable equipo	Flujo [L./min]		
Variable de calibración	Volumen [L]		
Dato	Prueba I	Prueba II	Prueba III
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			

REGISTRO PARA EL CÁLCULO DE INCERTIDUMBRE Y ANÁLISIS DE RESULTADOS

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA LABORATORIO INGENIERÍA CLÍNICA NIT 890980040-8 Tel : 2105588 Calle 67 Número 53 – 108 Bloque 20 - 229		UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA <small>1803</small>
Cálculo de incertidumbre y análisis de datos - Equipo Biomédico		
Código: BIA – 001	Página 1 de 3	

Fecha de Calibración: 09-09-2012	Hora: 10 a.m.
Datos del solicitante	
Representante de la empresa	
Empresa	

DATOS DEL INSTRUMENTO DE MEDIDA

Instrumento: E2-Node	Marca: GIBIC	Módulo Espirometría
Variable	Rango	Error asociado
Flujo	0-100L/min	3%

CONDICIONES DE CALIBRACIÓN

	INICIAL	FINAL	PROMEDIO
TEMPERATURA	-	-	25 ° C
HUMEDAD	-	-	-

Observaciones: El equipo de calorimetría indirecta no cuenta con un módulo de visualización, luego se utiliza la comunicación serial del equipo para observar las variables, en la aplicación diseñada. En esta se registra y se guarda los datos, los cuales se utilizan posteriormente para calcular el volumen medido por el equipo, para comprobar el error y la incertidumbre de la medida.

A continuación se muestra el registro de la prueba a la salida de la jeringa, donde se ajusta el sistema de acople, los otros tipos de pruebas son a la entrada de la jeringa y la prueba de turbulencia.

UNIVERSIDAD DE ANTIOQUIA LABORATORIO INGENIERÍA CLÍNICA NIT 890980040-8 Tel : 2105588 Calle 67 Número 53 – 108 Bloque 20 - 229
Cálculo de incertidumbre y análisis de datos - Equipo Biomédico		
Código: BIA – 001		Página 2 de 3

REGISTRO DE CALIBRACIÓN

Módulo	Espirometría						
Variable equipo	Flujo [L/min]						
Variable de calibración	Volumen [mL]						
Dato	Valor Nominalmente Verdadero = 3000mL						
	Reg I	Reg II	Reg III	Reg IV	Reg V	Reg VI	Reg VII
1	3252	3165	3126	3017	3270	2938	3070
2	3203	3325	3017	3017	3069	2980	3103
3	2930	3097	2871	3405	3069	3206	3003
4	3233	3085	2981	3299	3196	2963	3066
5	3180	3051	3025	3379	3146	2895	3045
6	3145	3103	2998	3213	3042	2957	3028
7	3117	3061	2858	3322	2875	2982	3018
8	3165	3022	2954	3300	2945	2973	3069
9	3246	3092	2942	3164	2948	3024	3106
10	3176	2936	2882	3140	2950	2965	3002

ANÁLISIS DE RESULTADOS

Registro	Promedio (mL)	Error (mL)	S (mL)	K n=10	μ_A (mL)	μ_B (mL)	μ_C (mL)	μ_E (mL)	μ_E (%)
I	3164.7	-164.7	93.4	1.81	29.53	58.31	65.36	118.30	3.74%
II	3093.7	-93.7	100.9		31.91		66.47	120.31	3.89%
III	2965.4	34.6	82.6		26.12		63.89	115.64	3.90%
IV	3225.6	-225.6	139.1		44.00		73.05	132.22	4.10%
V	3051	-51	125.5		39.69		70.53	127.67	4.18%
VI	2988.3	11.7	83.3		26.33		63.98	115.80	3.88%
VII	3051	-51	38.0		12.02		59.54	107.76	3.53%

S : desviación estándar, K coeficiente de una distribución t de student con un 95% de confianza, μ_A : incertidumbre tipo A, μ_B : incertidumbre tipo B, μ_C : incertidumbre combinada y μ_E : incertidumbre expandida.

Referencias

- [1] “JCGM 100:2008 Evaluation of measurement data — Guide to the expression of uncertainty in measurement.” 2008.
- [2] L. C. Alvarez, *Metrología biomédica*. Medellín: Hospital Universitario San Vicente de Paul, 2008, p. 177.
- [3] L. E. Llamosa, J. Gomez, and A. F. Ramirez, “Metodología para la estimación de la incertidumbre en mediciones directas,” *Scientia et Technica*, vol. 41, pp. 384–389, 2009.
- [4] L. E. Llamosa, L. Meza, and E. Duque, “Estimación de la incertidumbre en la calibración de equipos electromédicos,” *Scientia et Technica*, vol. 34, pp. 483–488, 2006.

Anexo IX. Protocolos medición del gasto energético en reposo

Protocolo Gasto Energético Basal

Los humanos requieren energía para soportar su funciones metabólicas normales, para crecer, reparación de tejidos y la actividad física. La energía es provista por la oxidación de los carbohidratos, grasas y proteínas, lo que es expresado en calorías. El gasto energético en total se divide en el gasto energético basal, gasto energético en reposo, el efecto térmico de los alimentos y el gasto energético en actividad. El objetivo de esta prueba es determinar el gasto energético en basal el cual representa la cantidad de energía gastada por una persona en una posición acostado sobre la espalda, con un periodo de 12 horas posteriores a la última ingesta de alimentos o posterior a despertar. El gasto energético en reposo es definido como el gasto energético medido en un posición de reposo con 4 horas desde la última ingesta de alimentos, REE y BMR difiere por lo menos en 10% y puede ser intercambiable y estos pueden representar entre el 50 al 70% del gasto energético total, el efecto térmico de los alimentos no supera el 10% y el gasto energético en actividad depende del índice de actividad durante el día y puede variar entre el 10 al 30%. Los porcentajes pueden variar de acuerdo al nivel de actividad de cada individuo.

El BMR es medido por medio un sistema de calorimetría indirecta. Una máscara es colocada en el participante, en la cual se coloca un acople para sistema de muestreo y un sensor de flujo. El equipo mide la cantidad de O₂ consumida y la cantidad de CO₂ producida en reposo, comparando las concentraciones de O₂ y CO₂ en el aire inspirado por el participante con la concentración espirada por él.

La ecuación de Weir es usada para convertir el volumen de oxígeno consumido y el volumen de CO₂ producido por minuto en un valor de energía en reposo expresada en calorías.

Preparación del participante.

- Se debe instruir al participante que no coma ni beba nada (a parte de agua) por lo menos en las últimas 12 horas antes de la prueba de REE y no ejercitarse por 48 horas previas al estudio antes de la medición. Permita al participante reposar durante 20 minutos en una silla después de arribar al sitio de la prueba.
- Explicación sugerida al participante: El dispositivo mide la cantidad de oxígeno que se inhala y el dióxido de carbono exhalado. Esta información es traducida en la cantidad de energía o calorías que el cuerpo usa en reposo. El BMR representa la mayor cantidad de energía consumida por el cuerpo, por lo tanto es la medida más importante en el consumo de energía del cuerpo. Una comparación con la energía que toma de los alimentos nos puede mostrar si usted está cumpliendo con las calorías necesarias para cubrir su consumo energético.

Procedimiento

- El participante debe acostarse cómodamente sobre su espalda, en una cama. Se le debe indicar al participante que se relaje pero no que no está permitido que se duerma durante la prueba, hágale saber esto se irá verificando durante el transcurso de la misma. Si por algún momento el sujeto desea quitarse la máscara, se le está permitido.
- Coloque la máscara del participante, tratando que esta no tenga un espacio por el cual el aire salga, distingo al punto de conexión del sensor, así evitará las fugas durante la medición. Verifique que el sensor, el acople de la máscara y la línea de muestra estén colocadas correctamente.
- Lleve a cabo la prueba durante 30 minutos. Si el participante quita la burbuja en cualquier instante de tiempo durante los 30 minutos, tome nota de esto, para evaluar los cambios en el análisis posterior de los datos. Esto no debería afectar la confiabilidad de la prueba siempre y cuando se hayan tomado al menos 10 minutos de datos de un estado estable. El análisis de la información se deberá hacer durante los últimos 20 minutos, ya que los primeros minutos se tomarán como el tiempo de adecuación del individuo al sistema.
- Seguido de cada medición, limpie máscara, el acople, la línea de muestra con una solución de detergente durante 20 minutos, luego lave con abundante agua.

Protocolo Gasto Energético Reposo

Los humanos requieren energía para soportar su funciones metabólicas normales, para crecer, reparación de tejidos y la actividad física. La energía es provista por la oxidación de los carbohidratos, grasas y proteínas, lo que es expresado en calorías. El gasto energético en total se divide en el gasto energético basal, gasto energético en reposo, el efecto térmico de los alimentos y el gasto energético en actividad. El objetivo de esta prueba es determinar el gasto energético en reposo el cual representa la cantidad de energía gastada por una persona en una posición acostado sobre la espalda, con un periodo de 4 horas posteriores a la última ingesta de alimentos. La tasa metabólica basal (BMR) es definido más precisamente como el REE medido justo después de despertar en la mañana, REE y BMR difiere por lo menos en 10% y puede ser intercambiable y estos pueden representar entre el 50 al 70% del gasto energético total, el efecto térmico de los alimentos no supera el 10% y el gasto energético en actividad depende del índice de actividad durante el día y puede variar entre el 10 al 30%. Los porcentajes pueden variar de acuerdo al nivel de actividad de cada individuo.

El REE es medido por medio un sistema de calorimetría indirecta. Una máscara es colocada en el participante, en la cual se coloca un acople para sistema de muestreo y un sensor de flujo. El equipo mide la cantidad de O₂ consumida y la cantidad de CO₂ producida en reposo, comparando las concentraciones de O₂ y CO₂ en el aire inspirado por el participante con la concentración espirada por él.

La ecuación de Weir es usada para convertir el volumen de oxígeno consumido y el volumen de CO₂ producido por minuto en un valor de energía en reposo expresada en calorías.

Preparación del participante.

- Se debe instruir al participante que no coma ni beba nada (a parte de agua) por lo menos en las últimas 4 horas antes de la prueba de REE y no ejercitarse por 48 horas previas al estudio antes de la medición. Permita al participante reposar durante 20 minutos en una silla después de arribar al sitio de la prueba.
- Explicación sugerida al participante: El dispositivo mide la cantidad de oxígeno que se inhala y el dióxido de carbono exhalado. Esta información es traducida en la cantidad de energía o calorías que el cuerpo usa en reposo. El REE representa la mayor cantidad de energía consumida por el cuerpo, por lo tanto es la medida más importante en el consumo de energía del cuerpo. Una comparación con la energía que toma de los alimentos nos puede mostrar si usted está cumpliendo con las calorías necesarias para cubrir su consumo energético.

Procedimiento

- El participante debe acostarse cómodamente sobre su espalda, en una cama. Se le debe indicar al participante que se relaje pero no que no está permitido que se duerma durante la prueba, hágale saber esto se irá verificando durante el transcurso de la misma. Si por algún momento el sujeto desea quitarse la máscara, se le está permitido.
- Coloque la máscara del participante, tratando que esta no tenga un espacio por el cual el aire salga, distingo al punto de conexión del sensor, así evitará las fugas durante la medición. Verifique que el sensor, el acople de la máscara y la línea de muestra están colocadas correctamente.
- Lleve a cabo la prueba durante 30 minutos. Si el participante quita la burbuja en cualquier instante de tiempo durante los 30 minutos, tome nota de esto, para evaluar los cambios en el análisis posterior de los datos. Esto no debería afectar la confiabilidad de la prueba siempre y cuando se hayan tomado al menos 10 minutos de datos de un estado estable. El análisis de la información se deberá hacer durante los últimos 20 minutos, ya que los primeros minutos se tomarán como el tiempo de adecuación del individuo al sistema.
- Seguido de cada medición, limpie máscara, el acople, la línea de muestra con una solución de detergente durante 20 minutos, luego lave con abundante agua.

Protocolo Efecto Térmico de los Alimentos

Los humanos requieren energía para soportar su funciones metabólicas normales, para crecer, reparación de tejidos y la actividad física. La energía es provista por la oxidación de los carbohidratos, grasas y proteínas, lo que es expresado en calorías. El gasto energético en total se divide en el gasto energético basal, gasto energético en reposo, el efecto térmico de los alimentos y el gasto energético en actividad. El objetivo de esta prueba es determinar el gasto energético debido al efecto térmico de los alimentos, donde el cuerpo utiliza parte de la energía

para procesar estos alimentos, estos cambios son representativos, aunque no superan el 10% del gasto energético total.

El gasto energético generado por la ingesta de alimentos es medido por medio un sistema de calorimetría indirecta. Una máscara es colocada en el participante, en la cual se coloca un acople para sistema de muestreo y un sensor de flujo. El equipo mide la cantidad de O₂ consumida y la cantidad de CO₂ producida en reposo, comparando las concentraciones de O₂ y CO₂ en el aire inspirado por el participante con la concentración espirada por él.

La ecuación de Weir es usada para convertir el volumen de oxígeno consumido y el volumen de CO₂ producido por minuto en un valor de energía en reposo expresada en calorías.

Preparación del participante.

- Se debe instruir al participante que coma la cantidad de alimentos normales y que no se haya ejercitado por los menos 48 horas previas al estudio. Permita al participante reposar durante 30 minutos antes de comenzar a realizar la prueba.
- Explicación sugerida al participante: El dispositivo mide la cantidad de oxígeno que se inhala y el dióxido de carbono exhalado. Esta información es traducida en la cantidad de energía o calorías que el cuerpo usa. El TEF representa la energía utilizada para procesar los alimentos, esta no supera el 10% del gasto energético total. Puede ayudar a determinar ciertos inconvenientes en el procesamiento de los alimentos, ya que al conocer con precisión el balance de carbohidratos, grasas y proteínas se puede conocer el coeficiente respiratorio, que es evidencia directa de la utilización de estos alimentos.

Procedimiento

- El participante debe acostarse cómodamente sobre su espalda, en una cama. Se le debe indicar al participante que se relaje pero no que no está permitido que se duerma durante la prueba, hágale saber esto se irá verificando durante el transcurso de la misma. Si por algún momento el sujeto desea quitarse la máscara, se le está permitido.
- Coloque la máscara del participante, tratando que esta no tenga un espacio por el cual el aire salga, distingo al punto de conexión del sensor, así evitará las fugas durante la medición. Verifique que el sensor, el acople de la máscara y la línea de muestra están colocadas correctamente.
- Lleve a cabo la prueba durante 30 minutos. Si el participante quita la burbuja en cualquier instante de tiempo durante los 30 minutos, tome nota de esto, para evaluar los cambios en el análisis posterior de los datos. Esto no debería afectar la confiabilidad de la prueba siempre y cuando se hayan tomado al menos 10 minutos de datos de un estado estable. El análisis de la información se deberá hacer durante los últimos 20 minutos, ya que los primeros minutos se tomarán como el tiempo de adecuación del individuo al sistema.
- Seguido de cada medición, limpie máscara, el acople, la línea de muestra con una solución de detergente durante 20 minutos, luego lave con abundante agua.

Anexo X. Ensamble del prototipo

En este caso se adjunta fotografías del ensamble y adicional con este trabajo se adjunta dos videos del funcionamiento y ensamble del prototipo final.

*

*

*