

**CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS
AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL**

UNIDAD ZACATENCO
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA
SECCIÓN DE BIOELECTRÓNICA

Evaluador de la fuerza dinámica durante la sutura en un
proceso laparoscópico

Tesis que presenta

Salvador Montoya Alvarez

para obtener el Grado de

Maestro en Ciencias

en la Especialidad de

Ingeniería Eléctrica

Directores de la Tesis:

Dr. Arturo Minor Martínez.

Dr. Fernando Pérez Escamiroso.

Agradezco a mis padres Salvador Montoya Ballesteros y Alicia Alvarez Esquivel, así como el resto de mi familia por apoyarme en el cumplimiento de este sueño.

A mi novia Nora Fernanda Pérez López por acompañarme en este trayecto y motivarme a seguir adelante.

A mis amigos, Miguel Rodríguez, Erick Nandayapa, Reynaldo Rodríguez, Dalia Méndez y Perla Jimarez por las risas y momentos que pasamos juntos dentro y fuera del laboratorio.

A mis asesores, el Dr. Arturo Minor Martínez y el Dr. Fernando Pérez Escamirosa por darme la oportunidad de trabajar bajo su tutela y guiarme en el camino de esta etapa.

A nuestro auxiliar de investigación José Rodolfo Rosas Ortiz por apoyarnos en las secciones mecánicas de este proyecto.

Finalmente, agradezco al Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología (CONACYT) por el estímulo económico brindado durante mi estancia en el centro de investigación y estudios avanzados del instituto politécnico nacional (CINVESTAV).

Resumen

La cirugía laparoscópica se ha convertido en un procedimiento estándar en la cirugía general. En México entre 1993 y 2003, las colicestomías realizadas por laparoscopia representaron el 46.34% en el sector público y más del 90% en el privado. Mientras que este tipo de cirugías ofrece ventajas considerables para el paciente, genera desafíos importantes al cirujano.

Uno de los aspectos más importantes de cuidar en la cirugía laparoscópica es el manejo del tejido. El error en su manipulación puede causar daño permanente o incluso muerte perioperatoria.

Este trabajo de tesis de maestría, propone un sistema de evaluación de la fuerza dinámica en suturas intracorpóreas para cirugía laparoscópica, enfocado a la práctica del control de la fuerza ejercida al tejido, que permita guardar el registro gráfico del desempeño del cirujano o residente para su posterior comparación con un experto o con uno mismo tras un tiempo determinado de entrenamiento.

El sistema consiste de una plataforma, que consta de una parte fija y una móvil, la cual sirve como base para un tejido simulado donde se realizan tareas avanzadas de cirugía laparoscópica como sutura con nudo intracorpóreo. En el interior, un acelerómetro digital de tres ejes lineales colocado en la parte móvil de la plataforma registra la aceleración provocada por el usuario. Estos datos son enviados a un micro controlador el cual realiza el proceso necesario para estimar la fuerza dinámica ejercida por el usuario y transmitir la información a los sistemas de almacenamiento.

Abstract

Laparoscopic surgery has become a standard procedure in general surgery, in Mexico between 1993 and 2003, laparoscopic colicestomies accounted for 46.34% in the public sector and more than 90% in the private sector. While this type of surgery offers considerable advantages for the patient, it generates important challenges for the surgeon.

One of the most important aspects to take care of in laparoscopic surgery is tissue management, an error in manipulation of the surrounding tissue can cause permanent damage or even perioperative death.

This work proposes a force evaluation tool for laparoscopic trainers, focused on the practice of the control of the force exerted on the tissue in basic tasks of laparoscopic surgery, which allows keeping the graphic record of the performance of the surgery student for later comparison with an expert or with oneself after a training time.

The system consists of a training platform, consisting of a fixed part and a moving part, which serves as a base for a tissue on which basic tasks of laparoscopic surgery will be performed; a digital accelerometer of three linear axes placed in the mobile part of the platform records the acceleration caused by the user. This data is sent to a microcontroller which performs the necessary process to estimate the force exerted by the user and store it.

Índice de contenido

Capítulo 1: Introducción.....	1
1.1 Planteamiento del problema	3
1.2 Objetivos	3
1.2.1 Objetivo general	3
1.2.2 Objetivos específicos.....	4
Capítulo 2: Antecedentes.....	5
2.1 Acelerometría.....	5
2.1.1 Conceptos y terminología básica en acelerometría	5
2.1.2 Aplicaciones, ventajas y desventajas	7
2.1.3 Relación entre la aceleración y la fuerza.....	8
2.2 Cirugía laparoscópica	11
2.2.1 Historia de la cirugía mínimamente invasiva	11
2.2.2 Métricas ideales de un cirujano laparoscópico.....	13
2.2.3 Entrenadores de laparoscopia	15
2.2.3.1 Entrenador de caja	15
2.2.3.2 Entrenador de realidad virtual	16
2.2.3.3 Entrenador de realidad aumentada	16
2.2.3.4 Animales de laboratorio	17
2.2.3.5 Modelos en cadáver	17
2.2.4 Entrenador de fuerza	17
2.2.5 Grados de libertad y fidelidad del entrenador.....	18
2.2.6 Proceso de sutura en cirugía laparoscópica.....	20
2.3 Estado del arte	22
2.3.1 Equipos en desarrollo.....	23
2.3.1.1 Simulador háptico basado en realidad virtual	23
2.3.1.2 Pinzas laparoscópicas con retroalimentación háptica.....	24
2.3.2 Equipos comerciales.....	25
2.3.2.1 LapSim	25
2.3.2.2 ProMis	27
Capítulo 3: Desarrollo.....	28
3.1 Descripción del sistema.....	28
3.1.1 Diagrama a bloques del sistema	28

3.1.2	Protocolos de comunicación	30
3.1.3	Consideraciones de acelerometría.....	31
3.2	Materiales	33
3.2.1	Base de entrenamiento para medición de fuerza.....	34
3.2.2	Acelerómetro “MMA8451Q”	34
3.2.3	Micro controlador “ATMEGA88”	35
3.2.4	Convertidor TTL a UART “FT232RL”	36
3.2.5	Convertor de nivel TSX0104E	36
3.2.6	Regulador TLS850D0TEV50ATMA1	37
3.2.7	Regulador NCV8114ASN330T1G	38
3.3	Metodología	38
3.3.1	Programación del micro controlador ATMEGA88.....	38
3.3.2	Programación del acelerómetro MMA8451	48
3.3.3	Programación de la aplicación SurgForce	53
Capítulo 4:	Pruebas y resultados.....	64
4.1	Prototipo del sistema de adquisición y aplicación de SurgForce	64
4.1.1	Sistema electrónico de adquisición de datos SurgForce.....	64
4.1.2	Aplicación ejecutable para computadora de SurgForce	67
4.2	Pruebas piloto, resultados iniciales y ajustes.....	72
4.2.1	Pruebas sobre transmisión de datos.....	72
4.2.2	Pruebas sobre ruido	73
4.2.3	Primeras pruebas experimentales	74
4.3	Procedimiento experimental.....	74
4.4	Resultados	76
4.4.1	Métricas.....	78
4.4.2	Registros de cirujanos	80
4.4.3	Registros de residentes	82
Capítulo 5:	discusión.	84
Capítulo 6:	Conclusión y trabajo a futuro.	86
6.1	Conclusión	86
6.2	Trabajo a futuro.	87
Referencias	89
Anexo A.	Protocolo de comunicación I2C.	93

A.1 Terminología y funcionamiento general del protocolo I2C	93
A.2 Condiciones de transmisión del protocolo I2C	95
A.3 Escritura y lectura de datos en el protocolo I2C.....	97
Anexo B. Protocolo de comunicación USB.....	99
B.1 Estructura física de un dispositivo USB	99
B.2 Alimentación de un dispositivo USB	102
B.3 Velocidad del protocolo USB 2.0.....	104
B.4 Transferencia de datos en el protocolo USB 2.0.....	105
Anexo C. Diagrama esquemático del sistema SurgForce	108
Anexo D. Código de micro controlador del sistema SurgForce.....	109

Índice de figuras

Figura 1: Cirugías mínimamente invasivas realizadas en el ISSSTE durante 2005-2012	1
Figura 2: Modelo de resorte-masa de un acelerómetro.	6
Figura 3: Fuerza de gravedad actuando sobre un cuerpo en caída libre.	9
Figura 4: Fuerza de reacción generada por un cuerpo sosteniendo a otro.	10
Figura 5: Fuerza dinámica sufrida por un cuerpo al tener una fuerza neta no nula actuando sobre él.	11
Figura 6: Estructura de una aguja de Veress	12
Figura 7: Entrenador laparoscópico de caja de la compañía FLS.	16
Figura 8: Los seis grados de libertad de movimiento.	19
Figura 9: Pasos para realizar un nudo extracorpóreo. A) Colocación de la aguja. B) Realización del punto. C) Realización del nudo extracorpóreo. D) Bajar el nudo. E) Colocación del empuja nudos con respecto a la herida. F) Realización del nudo para cerrar.	21
Figura 10: Pasos para realizar un nudo intracorpóreo. A) Realización del punto. B) Colocación de la sutura en forma de C libre de tensión. C) Enrollado doble de la sutura sobre el porta aguja no dominante. D) Cierre del primer nudo. E) Enrollado de la sutura sobre el porta aguja dominante. F) Cierre del segundo nudo.	22
Figura 11: Simulador háptico basado en sistemas de realidad virtual.	24
Figura 12: Pinzas de laparoscopia con retroalimentación háptica FROI.	25
Figura 13: Instrumental LapSim Essence.	26
Figura 14: Sistema háptico de LapSim.	26
Figura 15: Simulador de realidad aumentada ProMIS.	27
Figura 16: Diagrama a bloques del sistema propuesto	29
Figura 17: Topología básica de un bus de comunicación I2C.	31
Figura 18: Plataforma de evaluación con acelerómetro y tejido para medir la fuerza.	34
Figura 19: Familia de acelerómetros MMA845xQ.	35
Figura 20: Micro controlador ATmega328PB en encapsulado TQFP.	35
Figura 21. Conversor TTL-UART FT232RL en encapsulado SSOP20.	36
Figura 22: Conversor de nivel de cuatro canales TSX0104E en encapsulado TSSOP-14.	37
Figura 23: Regulador de voltaje de 5V de Infineon Technologies en encapsulado TO252-5.	37
Figura 24: Logo de la plataforma Atmel Studio 7.0.	39
Figura 25: Pantalla de creación de proyectos de Atmel Studio 7.0	40
Figura 26: Ventana de código principal de Atmel Studio 7.0	40
Figura 27: Ventana para agregar programadores en Atmel Studio 7.0.	41
Figura 28: Ventana de la sección memories en Atmel Studio 7.0.	42
Figura 29: Ventana de la sección fuses en Atmel Studio 7.0.	42
Figura 30: Ventana de la sección Lock bits en Atmel Studio 7.0.	43
Figura 31: Diagrama de flujo del código principal del micro controlador.	44
Figura 32: Configuración de los registros del periférico TWI.	45
Figura 33: Configuración de los registros del periférico USART.	45
Figura 34: Configuración de los registros del periférico de interrupciones externas.	46
Figura 35: Diagrama de flujo del vector de interrupción por recepción completada.	46
Figura 36: Diagrama de flujo de la interrupción externa 0.	47
Figura 37: Control de interrupciones del MMA8451.	50
Figura 38: Configuración de los registros de control del MMA8451Q.	52
Figura 39: Configuración de los registros de salida de datos del MA8451Q.	53
Figura 40: Logo de la plataforma Visual Studio 2017.	54
Figura 41: Menú de proyectos en lenguaje C++/CLR.	55

Figura 42: Incluir un elemento de tipo Windows Form al proyecto C++/CLR. _____	55
Figura 43: Forma vacía en editor de forma y archivos .h y .cpp en el explorador de soluciones. ____	56
Figura 44: Asignación del punto de entrada del vinculador. _____	57
Figura 45: Depurador local de Windows en modo Debug y Release. _____	57
Figura 46: Diagrama de flujo de la forma "Log In". _____	58
Figura 47: Visualización del COM asignado al dispositivo SurgForce USB. _____	59
Figura 48: Diagrama de flujo de la forma "User Interface". _____	60
Figura 49: Diagrama de flujo de la forma "Force Over Time". _____	61
Figura 50: Diagrama de flujo de la forma "Force Distribution". _____	62
Figura 51: Diagrama de flujo de la forma "Admin Interface". _____	63
Figura 52: Sistema de adquisición SurgForce en tabla de prototipos. _____	65
Figura 53: Vista frontal del PCB del sistema SurgForce y el MMA8451Q. _____	66
Figura 54: Vista posterior del PCB del sistema SurgForce y el MMA8451Q. _____	66
Figura 55: Acceso directo de la aplicación SurgForce. _____	67
Figura 56: Ventana Log In de la aplicación SurgForce. _____	67
Figura 57: Interfaz de administrador de la aplicación SurgForce. _____	68
Figura 58: Interfaz de usuario de la aplicación SurgForce. _____	69
Figura 59: Gráfica de la distribución de fuerza en la norma euclidiana. _____	69
Figura 60: Gráfica cartesiana de la fuerza en los ejes X, Y, Z y su norma euclidiana. _____	70
Figura 61: Reporte de datos sobre el registro entregado por SurgForce. _____	71
Figura 62: Gráfica de la medición de ruido del sistema. _____	73
Figura 63: Preparación del sistema para la prueba. _____	75
Figura 64: Cirujano pediátrico realizando la tarea de sutura. _____	76
Figura 65: Registro afectado por una pérdida de la aguja, la magnitud de la fuerza supera los 4 N. _	77
Figura 66: Registro de un cirujano experto. _____	81
Figura 67: Registro de un residente de medicina. _____	83
Figura 68: Estructura interna de un dispositivo de colector abierto. _____	94
Figura 69: Transferencia de datos en el protocolo I2C. _____	96
Figura 70: ACK y NACK en el paquete de datos de I2C. _____	97
Figura 71: Proceso de escritura y lectura del protocolo I2C. _____	97
Figura 72: Estructura interna de un cable USB. _____	100
Figura 73: Tipos de conectores USB. _____	101
Figura 74: Alimentación de dispositivo USB mediante el voltaje del bus. _____	102
Figura 75: Alimentación autosustentable de un dispositivo USB. _____	103
Figura 76: Alimentación híbrida de un dispositivo USB. _____	103
Figura 77: Detección de velocidad de un dispositivo USB. _____	105
Figura 78: Transferencia de datos en el protocolo USB. _____	106
Figura 79: Estructura de un paquete del protocolo USB. _____	106
Figura 80: Diagrama esquemático del sistema SurgForce. _____	108

Capítulo 1: Introducción.

Desde su aparición en los años 80's a nivel global, y desde su llegada a México por el Dr. Leopoldo Gutiérrez en 1990, la cirugía mínimamente invasiva se ha convertido en el método preferido por los pacientes para someterse a un procedimiento quirúrgico. Una publicación de la revista del Instituto de Seguridad y Servicios Sociales de los Trabajadores del Estado (ISSSTE) [1] señala que desde el 2005 el total de procedimientos quirúrgicos realizados a través de técnicas de este tipo ha ido en aumento como lo muestra la figura 1.

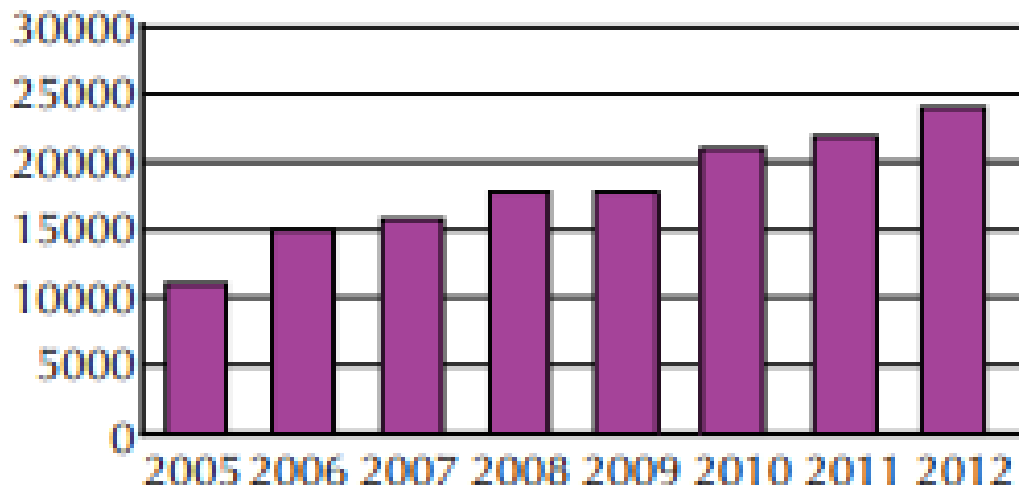


Figura 1: Cirugías mínimamente invasivas realizadas en el ISSSTE durante 2005-2012

Del total de cirugías realizadas en los años registrados el 40% fueron llevadas a cabo mediante técnicas mínimamente invasivas. Para el año 2014 el 100% de las unidades médicas de tercer nivel y el 31% de las de segundo nivel del ISSSTE ofrecían el servicio de cirugía mínimamente invasiva, abarcando un total del 39% de todas las unidades médicas, con una propuesta de ampliación para cubrir el 52% del total de las unidades para el año 2016 [1].

A pesar de sus posibles beneficios para el paciente, la cirugía laparoscópica tiene una lenta curva de aprendizaje por las dificultades que conlleva para los cirujanos y residentes de cirugía. Es común en cirujanos y residentes con poca experiencia causar daños a tejidos circundantes, datos de la *Physician Insurers Association of America* (PIAA, por sus siglas en inglés) exponen que, de las lesiones generadas por mala praxis en una cirugía laparoscópica, el 90% son relacionadas a un maltrato del tejido [2].

Además del posible daño a tejido circundante como la vía biliar en el caso de una colicestomía laparoscópica, hay posibles complicaciones en el tejido suturado debido a la fuerza aplicada en el nudo, algunos cirujanos utilizan fuerzas elevadas para realizar el nudo con el fin de generar el mayor contacto posible, sin embargo, esto conlleva un riesgo de necrosis e isquemia para el tejido. Otros cirujanos realizan lo contrario, usan tan poca fuerza como sea posible en la sutura para prevenir el daño al tejido, sin embargo, esto conlleva a que en ocasiones el nudo no confronte adecuadamente la herida que se pretendía cerrar [3].

La razón de la que haya tanta variabilidad en la forma en la que los cirujanos realizan las suturas es a que no se ha establecido un estándar que indique la fuerza promedio necesaria en una sutura para que el tejido se confronte sin arriesgarse a generar un daño, esto se debe principalmente a la escases de equipos capaces de realizar mediciones de fuerza, a pesar de que se han realizado varios dispositivos y estudios para resolver este problema [4][5][6], y de que algunos dispositivos comerciales ya incluyen medidores de fuerza, la evaluación de la habilidad de un cirujano en base a métricas de fuerza sigue siendo una forma poco común de separar a aquellos residentes o cirujanos listos para transportarse a la sala de operaciones de aquellos que necesitan más entrenamiento.

1.1 Planteamiento del problema

Conforme la demanda de cirugías mínimamente invasivas crece, los cirujanos se ven en la necesidad de aprender cómo llevar a cabo este tipo de procedimientos. Para ello existen diversos tipos de entrenadores que permiten al residente adquirir y pulir las diversas habilidades requeridas para realizar un procedimiento quirúrgico mínimamente invasivo de forma exitosa [7].

El uso de estos equipos se vuelve esencial en la formación del residente o cirujano, debido a que, aunque existen estudios que discuten la efectividad del entrenamiento realizado a la hora de ingresar a la sala de operaciones [8]. Actualmente es necesario tener una medida objetiva del progreso del residente ya que la cirugía laparoscópica no está libre de complicaciones que pueden perjudicar la salud del paciente y provocar una demanda por parte del mismo o sus familiares.

1.2 Objetivos

Los objetivos de este trabajo se dividen en el objetivo general, que representa el resultado final que se busca, y los objetivos específicos que dividen las tareas que en su conjunto llevan a lograr el objetivo general.

1.2.1 Objetivo general

El objetivo de este trabajo es el desarrollo de un evaluador laparoscópico de fuerza dinámica durante la manipulación del tejido, capaz de guardar el registro de las sesiones de entrenamiento del residente para su análisis y comparativa con sesiones previas y registros de cirujanos experimentados.

1.2.2 Objetivos específicos

Para cumplir el objetivo general se tienen los siguientes objetivos:

- Construir una plataforma móvil con un acelerómetro para el registro de movimiento.
- Programar y acondicionar el sensor para el registro de fuerzas y tremores ejercidos por humanos.
- Sincronizar la transferencia de datos entre el micro controlador y el acelerómetro.
- Programar un algoritmo para la medición indirecta de la fuerza en los ejes X, Y, Z y la fuerza promedio.
- Realizar un algoritmo para la transferencia de datos de forma serial alámbrica en tiempo real.
- Realizar un algoritmo para el registro de datos de una sesión de entrenamiento en forma de arreglo de datos y en forma gráfica.

Capítulo 2: Antecedentes.

En este capítulo se describe el marco teórico sobre el cual se realiza este trabajo, abarcando desde los conceptos teóricos fundamentales que se deben poseer para manipular los dispositivos empleados en el desarrollo de este trabajo hasta la historia y relevancia de la cirugía laparoscópica, así como los últimos trabajos realizados en esta área.

2.1 Acelerometría

La acelerometría se refiere al estudio realizado usando como medio principal mediciones de aceleración, para ello se ocupan acelerómetros, giroscopios, y magnetómetros, elementos llamados *Inertial Measurement Unit* (IMU) son una combinación de dos o tres de los sensores básicos de acelerometría [9].

2.1.1 Conceptos y terminología básica en acelerometría

La aceleración es la tasa de cambio de la velocidad con respecto al tiempo, un acelerómetro es un dispositivo que mide la aceleración a la que una masa de referencia es sometida, cuando se tienen tres acelerómetros montados de forma ortogonal sus lecturas pueden revelar:

- La dirección de aceleración de un objeto en movimiento.
- Si un objeto está en caída libre.
- La posición en la cual se sostiene el dispositivo en estado estacionario.
- La severidad de un impacto cuando un objeto en movimiento colisiona con otro objeto.

El modelo conceptual más simple de un acelerómetro consiste de una masa de referencia anclada a un extremo de un resorte de compresión, con el otro extremo anclado en un objeto del cual se mide su aceleración, esta masa solo puede moverse en el eje en el que se ubica el resorte, cuando el objeto se mueve se produce en desplazamiento en la masa como se muestra en la figura 2, este desplazamiento es directamente proporcional a la aceleración de la masa.

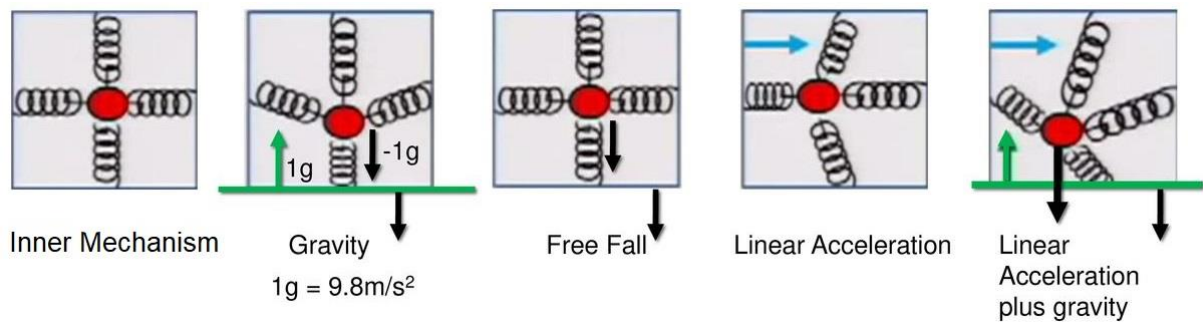


Figura 2: Modelo de resorte-masa de un acelerómetro.

Los acelerómetros actuales ya no son construidos de forma puramente mecánica, sino que son fabricados con un transductor electromecánico. Uno de los procesos empleados para realizar la transducción ha sido utilizar una placa capacitiva como masa de tal forma que haya una variación en la salida eléctrica proporcional al desplazamiento de la placa, sin embargo, el método que ha probado ser de los más eficientes es el uso de materiales piezoeléctricos debido a su gran salida eléctrica respectiva a su tamaño, en este tipo de acelerómetros el material piezoeléctrico ocupa el lugar del resorte, de tal forma que cuando la masa se desplaza comprime el piezoeléctrico generando una salida eléctrica proporcional a la aceleración [10].

2.1.2 Aplicaciones, ventajas y desventajas

Los acelerómetros han sido empleados con éxito en una diversa cantidad de disciplinas, en geología se emplean para realizar topografías, en sismología se utilizan acelerógrafos, versiones extremadamente precisas de un sismógrafo, para medir los temores producidos por un terremoto, en sistemas de guía inercial se emplean como sensores para el control de navegación, en la industria automotriz se ocupan para disparar el sistema de bolsas de aire en caso de un choque, los teléfonos y tabletas tienen acelerómetros integrados que les permiten detectar la orientación del dispositivo y manipular el *display* acorde a la posición [10]. En el ámbito médico y científico la acelerometría se ha empleado especialmente en estudios de biomecánica donde se desea estudiar el comportamiento del sistema motor humano [11] [12] [13] [14].

Los acelerómetros son empleados en las aplicaciones mencionadas principalmente por la ventaja de que no están restringidos a una medición puntual, los acelerómetros actuales comúnmente son tri-axiales, es decir, pueden realizar mediciones de forma simultánea en los ejes X, Y, y Z. Además de que al usar una IMU se pueden analizar 6 grados de libertad, los cuales se discutirán más a fondo en la sección 2.2.5, con los costos de fabricación reduciéndose desde el 2010 [9] son dispositivos relativamente económicos, sin embargo se encuentran ciertos problemas para emplear los acelerómetros en algunas aplicaciones, principalmente debido a su principio de funcionamiento, un acelerómetro solo es capaz de detectar un cambio de velocidad con respecto al tiempo, por lo cual no es posible determinar la velocidad de un objeto que se mueve de forma constante, los acelerómetros son sensibles a la fuerza de gravedad y vibración de la tierra imperceptibles para el humano lo que implica que no es posible obtener una salida completamente libre de ruido de estos dispositivos.

2.1.3 Relación entre la aceleración y la fuerza

La mecánica clásica presenta modelos para explicar el movimiento de los cuerpos, estos modelos son válidos para todo cuerpo que sea grande a comparación de un átomo ($10^{-10} m$) y que se mueva a una velocidad mucho menor a la de la luz ($3 \times 10^8 \frac{m}{s}$), el principal elemento en estos modelos es la fuerza, la cual se define como toda causa capaz de modificar el estado de reposo o de movimiento de un cuerpo, o de producirle una deformación. La fuerza es una cantidad física vectorial, es decir tiene una magnitud y dirección, en el caso de un cuerpo multidimensional se pueden producir múltiples fuerzas en cada dimensión, para obtener la fuerza neta actuando sobre el objeto se siguen las reglas de adición vectorial [15].

El estudio más sobresaliente sobre las fuerzas en la mecánica clásica fue "*Principia Mathematica*" [16], publicado por Sir Isaac Newton, de este trabajo salen las conocidas Leyes de Newton que enuncian:

- Primera Ley: Todo cuerpo permanece en su estado inicial de reposo o movimiento rectilíneo uniforme a menos que sobre él actúe una fuerza externa neta no nula.
- Segunda ley: La aceleración de un objeto es inversamente proporcional a su masa y directamente proporcional a la fuerza neta que actúa sobre él.
- Tercera ley: Si un objeto A ejerce una fuerza sobre un objeto B, este ejerce sobre el A una fuerza igual en módulo y dirección, pero de sentido contrario.

De las leyes de Newton se pueden explicar aspectos de la fuerza en dos ramas de la física, la estática y la dinámica. La rama de la estática se encarga de estudiar aquellos cuerpos que se encuentran en equilibrio, es decir que se encuentran en reposo (sin movimiento) o movimiento rectilíneo uniforme (movimiento a velocidad constante), que un cuerpo se encuentre en estado inmóvil no necesariamente se debe a una ausencia

de fuerzas actuando sobre el cuerpo, sino que, como menciona la primera ley de newton, la ausencia de movimiento de un cuerpo se debe a que la fuerza neta generada por todas las fuerzas aplicadas al cuerpo es nula [17], ejemplificando, todo cuerpo está sujeto a una fuerza debida a la gravedad del planeta como se representa en la figura 3, esta fuerza es comúnmente denominada “peso”, si este cuerpo se encuentra en caída libre la única fuerza actuando sobre el será su peso el cual lo impulsará hacia abajo, sin embargo, si este cuerpo es sostenido como se muestra en la figura 4, el peso no desaparece, pero como enuncia la tercera ley de newton, el segundo cuerpo que lo sostiene ejerce una fuerza opuesta que lo mantiene en equilibrio, esta fuerza es conocida generalmente como “fuerza normal” o “fuerza de reacción”.

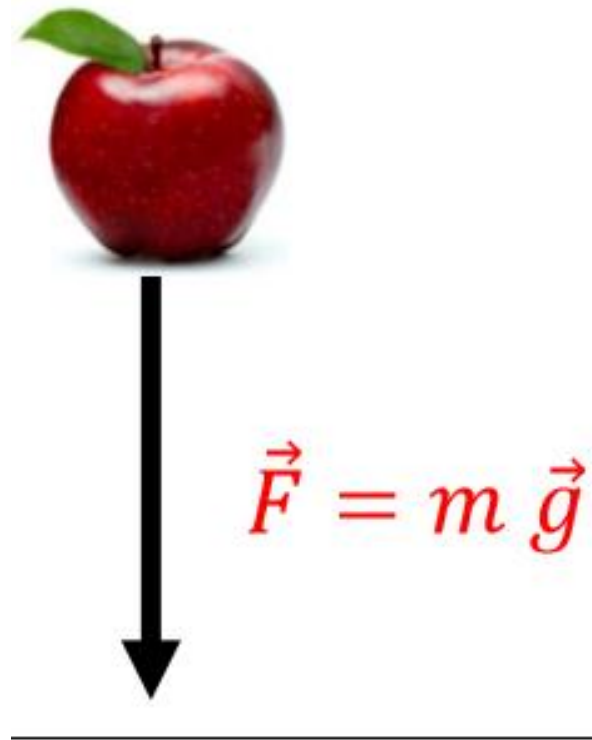


Figura 3: Fuerza de gravedad actuando sobre un cuerpo en caída libre.

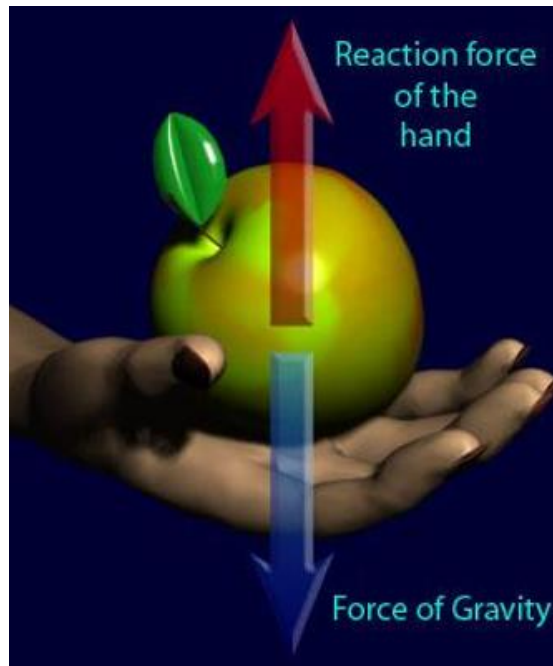


Figura 4: Fuerza de reacción generada por un cuerpo sosteniendo a otro.

La rama de la dinámica se basa en la segunda ley de Newton y se encarga del estudio del movimiento de cuerpos que experimentan movimiento, este es debido a una fuerza neta no nula actuando sobre ellos, la segunda ley fue originalmente pronunciada como el cambio del momento lineal con respecto al tiempo, pero en presencia de un cuerpo de masa constante la expresión matemática concluye con que la aceleración sufrida por el cuerpo es directamente proporcional a la fuerza aplicada, e indirectamente proporcional a la masa del mismo, la aceleración sufrida por el cuerpo es una cantidad vectorial que conserva la dirección de la fuerza neta aplicada [18], teniendo a la masa del cuerpo como la constante de proporcionalidad entre estas. La figura 5 representa un ejemplo de fuerza dinámica.

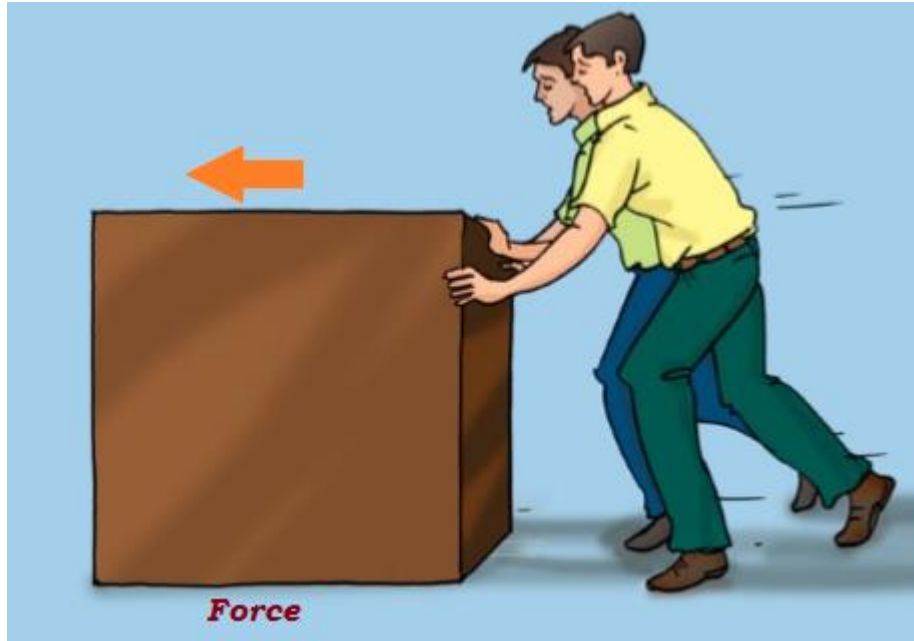


Figura 5: Fuerza dinámica sufrida por un cuerpo al tener una fuerza neta no nula actuando sobre él.

2.2 Cirugía laparoscópica

El enfoque principal de este trabajo como se mencionó en el capítulo 1, es proveer al cirujano laparoscópico de una herramienta que apoye su desarrollo, obteniendo métricas objetivas sobre su desempeño, por ello esta sección se enfoca en describir la historia y las características de este tipo de cirugías.

2.2.1 Historia de la cirugía mínimamente invasiva

La laparoscopia es un procedimiento que permite a los médicos mirar dentro de la cavidad pélvica o abdominal usando un pequeño tubo conectado a una cámara y monitor de video [19]. La técnica fue primeramente descrita por Kelling, quien usó un modelo animal para experimentar métodos no quirúrgicos para controlar la pérdida de presión sanguínea dentro de la cavidad abdominal, mediante la inflación de alta presión de la cavidad abdominal con aire [20].

El experimento de Kelling dio inicio a una serie de estudios y desarrollo de instrumental con el fin de lograr una exploración precisa y completa de la cavidad peritoneal, entre los desarrollos generados en ese tiempo se encuentran:

- Uso de dióxido de carbono para realizar un neumoperitoneo.
- Diseño de un sistema de lentes de 135° para visión oblicua.
- Descripción de la técnica de doble trocar.
- Desarrollo del trocar de Hasson.
- Monitoreo de la presión transabdominal.
- Uso de la aguja de Veress, mostrada en la figura 6, para la creación del neumoperitoneo.

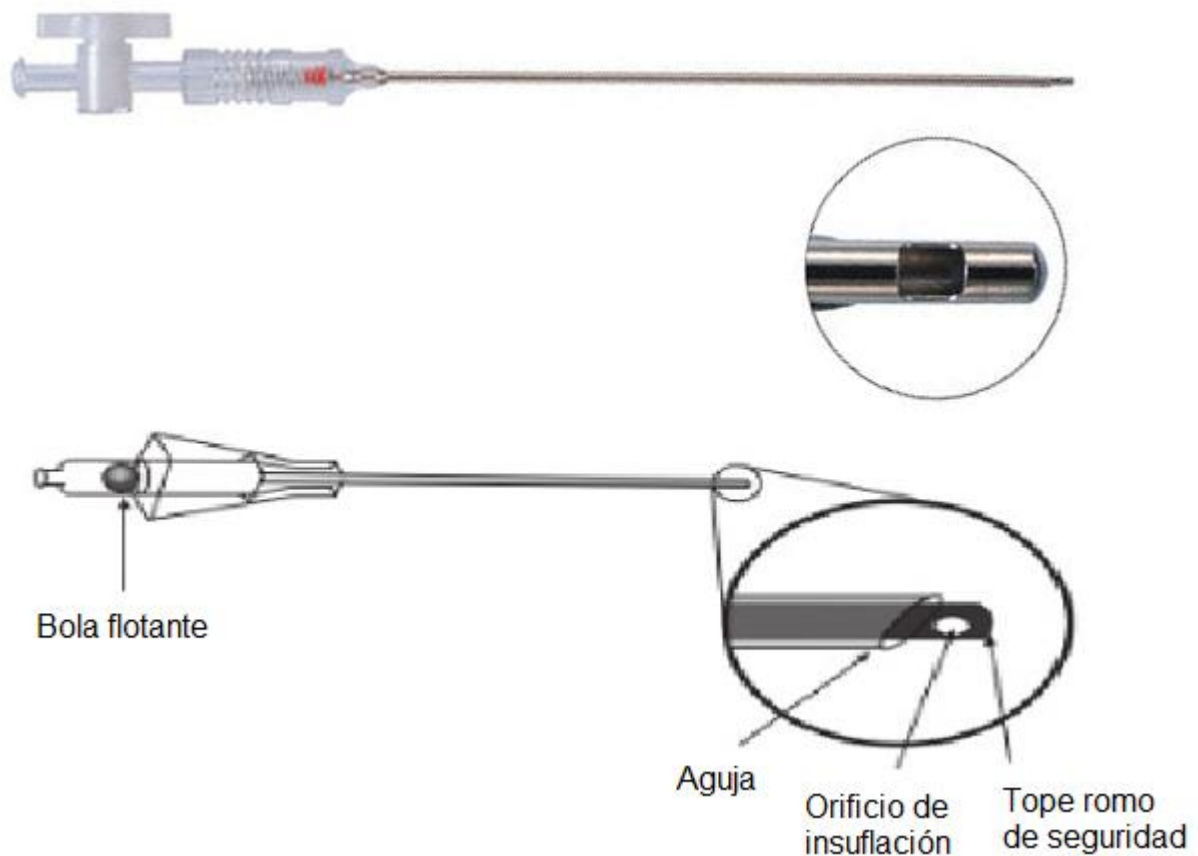


Figura 6: Estructura de una aguja de Veress

Entrando a los 1980 tardíos se empiezan a registrar las primeras cirugías laparoscópicas, Kurt Semm, un ginecólogo, realiza la primera apendicetomía laparoscópica en 1983, seguido por Erick Muhe, quien realizó la primera colecistectomía laparoscópica en septiembre de 1985, aunque su trabajo no tuvo impacto hasta 1993. A partir de entonces la cirugía laparoscópica ha abarcado distintos procedimientos, entre ellos:

- Apendectomía laparoscópica.
- Reparación laparoscópica de la hernia inguinal.
- Funduplicatura laparoscópica de la hernia hiatal para la esofagitis.
- Cirugía laparoscópica del conducto biliar común.
- Esplenectomía laparoscópica.
- Adrenalectomía laparoscópica.
- Cirugía laparoscópica pancreática.
- Cirugía laparoscópica de colon.
- Cirugía gástrica laparoscópica.
- Cirugía bariátrica laparoscópica.
- Cirugía laparoscópica del hígado.
- Cirugía laparoscópica del intestino delgado.

2.2.2 Métricas ideales de un cirujano laparoscópico

La cirugía laparoscópica se ha vuelto un procedimiento común debido a sus ventajas sobre la cirugía abierta las cuales incluyen menor traumatismo quirúrgico debido a que se evita la exposición de los tejidos, una menor pérdida de sangre, menores edemas tisulares y viscerales, menor riesgo de infección postoperatoria, entre otras [1], sin embargo el cambiar de un tipo de cirugía a otra implica nuevos retos para los aspirantes a cirujano ya que las bases de seguridad desarrolladas en cirugía abierta son descartadas [2]

Para poder realizar una cirugía laparoscópica el residente de cirugía debe adquirir y pulir un conjunto de habilidades básicas y avanzadas las cuales no son desarrolladas en la práctica de cirugía abierta como la translación de una imagen de video bidimensional a un espacio de trabajo tridimensional y ajustarse a la sensación de rigidez de los tejidos [7], lo cual lleva a la problemática de cómo definir que el residente ha logrado adquirir las habilidades necesarias para realizar una cirugía laparoscópica y que tan bien las domina.

Para el propósito de medir el rendimiento de un cirujano se emplean métricas, cantidades cuantitativas que reflejan el dominio del cirujano sobre cierta habilidad, sin embargo, el definir cuáles son las métricas que debe cumplir un cirujano laparoscópico no es sencillo dado que, como se ha mencionado, estas difieren de las métricas requeridas en cirugía abierta. Desde inicios del año 2000 ha habido diversos estudios [21] [22] [23] con propuestas y validaciones de sistemas para definir las métricas óptimas de un cirujano de cirugía mínimamente invasiva La *Society of American Gastrointestinal and Endoscopic Surgeons* (SAGES, por sus siglas en inglés) adoptó el método de entrenamiento de evaluación *Global Operative Assessment of Laparoscopic Skills* (GOALS, por sus siglas en inglés) [24] descrito por Melina C. Vassiliou et al [23], y de manera general, se enfocan en dar una medida cuantitativa de las siguientes habilidades:

- Percepción de la profundidad.
- Dexteridad bi-manual.
- Longitud del movimiento.
- Manejo del tejido (Fuerza aplicada, suavidad del movimiento).
- Posicionamiento del instrumental.
- Tiempo de tarea.
- Eficiencia.
- Autonomía.

El marco de referencia generalmente suele ser un grupo de control de cirujanos expertos seleccionados por la institución encargada del entrenamiento de los aspirantes a cirujano con el fin de realizar la comparativa entre la destreza general del cirujano avanzado con el cirujano en práctica para poder determinar si el residente está listo para trasladarse a la sala de operaciones.

2.2.3 Entrenadores de laparoscopia

Debido a cuestiones económicas, éticas y legales, la sala de operaciones no es el ambiente ideal para practicar las habilidades quirúrgicas [25]. Por ello se tuvo la necesidad de proveer al residente de cirugía con un entorno en el cual se pudieran simular las tareas que tendrá que ejecutar en la sala de operaciones. Se han desarrollado diferentes tipos de entrenadores todos con ventajas y desventajas que una institución debe considerar antes de su adquisición para el entrenamiento de sus residentes [7].

2.2.3.1 Entrenador de caja

Estos entrenadores son óptimos para el desarrollo de las habilidades básicas de laparoscopia como la coordinación mano ojo, percepción de profundidad y sutura de nudos, además son relativamente baratos y pueden proveer una retroalimentación háptica realista, sin embargo, carecen de la capacidad de realizar una evaluación objetiva del desempeño del residente. La figura 7 muestra un entrenador laparoscópico de caja comercial.



Figura 7: Entrenador laparoscópico de caja de la compañía FLS.

2.2.3.2 Entrenador de realidad virtual

A diferencia de los entrenadores de caja, los entrenadores de realidad virtual son capaces de realizar una evaluación objetiva de las tareas realizadas, haciéndolos aptos para entrenar técnicas básicas y avanzadas en laparoscopia, sin embargo, debido a su estructura este tipo de entrenadores carece de la retroalimentación háptica con la que cuentan los entrenadores de caja.

2.2.3.3 Entrenador de realidad aumentada

El entrenador de realidad aumentada combina los elementos de un entrenador de realidad virtual con instrumentos y objetos físicos como los empleados en un simulador de caja, siendo un sistema que combina las ventajas de los dos tipos de entrenadores, además de su capacidad para de realizar una evaluación objetiva de las tareas mientras otorga al usuario una retroalimentación háptica realista.

2.2.3.4 Animales de laboratorio

Fuera de los dispositivos tecnológicos es posible realizar entrenamiento laparoscópico en algunos animales, el cerdo en particular ha sido un modelo empleado para la práctica de diversas cirugías [26] [27] [28], debido a su similitud anatómica con el humano. El entrenamiento en modelo porcino ofrece una experiencia de entrenamiento realista y permite practicar técnicas avanzadas como el corte, la coagulación, la disección y realización de puntadas, sin embargo, es un método costoso y que, a pesar de su similitud, sigue teniendo una diferencia con la operación en un ser humano.

2.2.3.5 Modelos en cadáver

Los cadáveres han sido usados por las escuelas de medicina para permitir a sus residentes practicar los nudos de sutura, de la misma forma se emplean los cadáveres para realizar entrenamiento de cirugía, el uso de este modelo de entrenamiento ofrece las mismas ventajas que se obtienen en el modelo porcino con el añadido de la perfección anatómica y consistencia de los tejidos en comparación a lo que le espera al cirujano en la sala de operación, lamentablemente el uso de este modelo de entrenamiento es acotado ya que la cantidad de cuerpos disponibles es limitado.

2.2.4 Entrenador de fuerza

La mayoría de los entrenadores laparoscópicos centran su atención en el entrenamiento de la percepción de profundidad, la coordinación mano ojo y la bидexteridad manual [29][30][31], sin embargo, el dominar estas habilidades no asegura que el residente podrá realizar una cirugía exitosa, debido a que sin el suficiente

dominio en la manipulación del tejido puede lesionarse al paciente durante el procedimiento quirúrgico por la aplicación de una fuerza excesiva.

Para la tarea de manipulación de tejido es necesario que el residente controle la fuerza que ejerce, para este propósito es necesario considerar las retroalimentaciones táctiles, hápticas y de fuerza que se le pueden proporcionar al residente al realizar el entrenamiento.

Los entrenadores de caja tienen una retroalimentación háptica natural debido al uso de equipo físico para las tareas de entrenamiento. Estos dispositivos se mejoran añadiendo sistemas de medición de fuerza y retroalimentación visual para el registro y control de la fuerza aplicada, en el caso de los entrenadores de realidad virtual carecen de una retroalimentación háptica propia ya que no se emplean elementos físicos que interactúen con el residente, para resolver este problema se han desarrollado sistemas que generan de forma artificial la retroalimentación háptica como accesorios de este tipo de entrenadores [32]. En algunos entrenadores se agrega una retroalimentación visual para guiar al residente durante la tarea de entrenamiento [33], en general, se emplean dos métodos principales para la retroalimentación visual [34]. La retroalimentación continua consiste en desplegar el color correspondiente a la magnitud de la fuerza aplicada durante todo el transcurso de la sesión de entrenamiento, mientras que la realimentación por ancho de banda consiste en solo dar el estímulo visual cuando la magnitud de la fuerza aplicada sobrepasa el umbral de seguridad

2.2.5 Grados de libertad y fidelidad del entrenador

Una característica que distingue a los entrenadores de fuerza son sus grados de libertad, esto se refiere a la cantidad de movimientos que se pueden realizar en el

entrenador, dentro del cuerpo humano se tienen 6 grados de libertad [33], los cuales pueden apreciarse en la figura 8 y que corresponden a los movimientos:

- Adelante/Atrás (*Forward/Back*).
- Arriba/Abajo (*Up/Down*).
- Derecha/Izquierda (*Right/Left*).
- Rotación sobre el eje Y (*Pitch*)
- Rotación sobre el eje X (*Roll*)
- Rotación sobre el eje Z (*Yaw*)

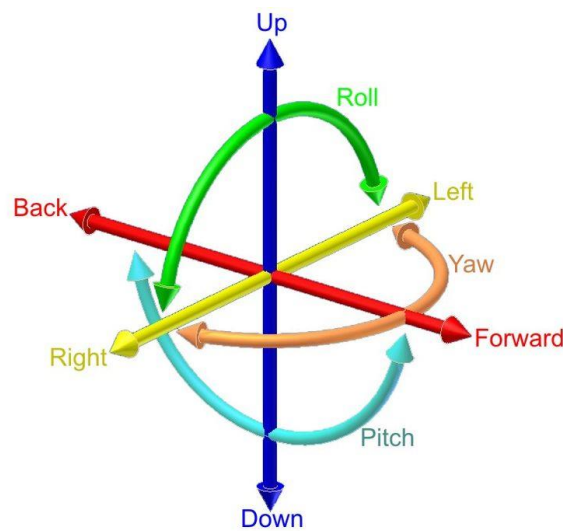


Figura 8: Los seis grados de libertad de movimiento.

Debido al espacio reducido con el que se cuenta en una cirugía laparoscópica los grados de libertad que se tienen durante el procedimiento son solo 4. En la literatura, se dice que un entrenador es de alta fidelidad cuando posee esta misma cantidad de grados de libertad, sin embargo, el uso de una mayor cantidad de grados puede perjudicar la eficiencia del entrenador al alterar características mecánicas del mismo como lo es la inercia.

2.2.6 Proceso de sutura en cirugía laparoscópica.

En la cirugía de mínima invasión, en particular en la cirugía laparoscópica, existen dos tipos de nudos: 1) extracorpóreos e 2) intracorpóreos. El primero recibe su nombre debido a que la técnica consiste en realizar el nudo fuera del cuerpo del paciente y posteriormente introducirlo con el apoyo del instrumental quirúrgico, mientras que un nudo intracorpóreo se realiza completamente con la sutura dentro del paciente [35].

El nudo extracorpóreo se realiza introduciendo la sutura en el tejido, cuidando no desgarrar el tejido en la incisión, una vez recuperada la sutura en el otro extremo se saca para poder realizar el nudo fuera del paciente, es decir, de forma extracorpórea. Una vez realizado el nudo se sujetan ambos extremos de la sutura con una mano y se emplea la mano opuesta para bajar el nudo con un empuja nudos, cuidando mantener alejado el empuja nudos de la herida que se sutura, se realiza un segundo nudo el cual se baja aplicando una ligera tensión a un extremo de la sutura, los pasos para realizar un nudo extracorpóreo pueden visualizarse en la figura 9.

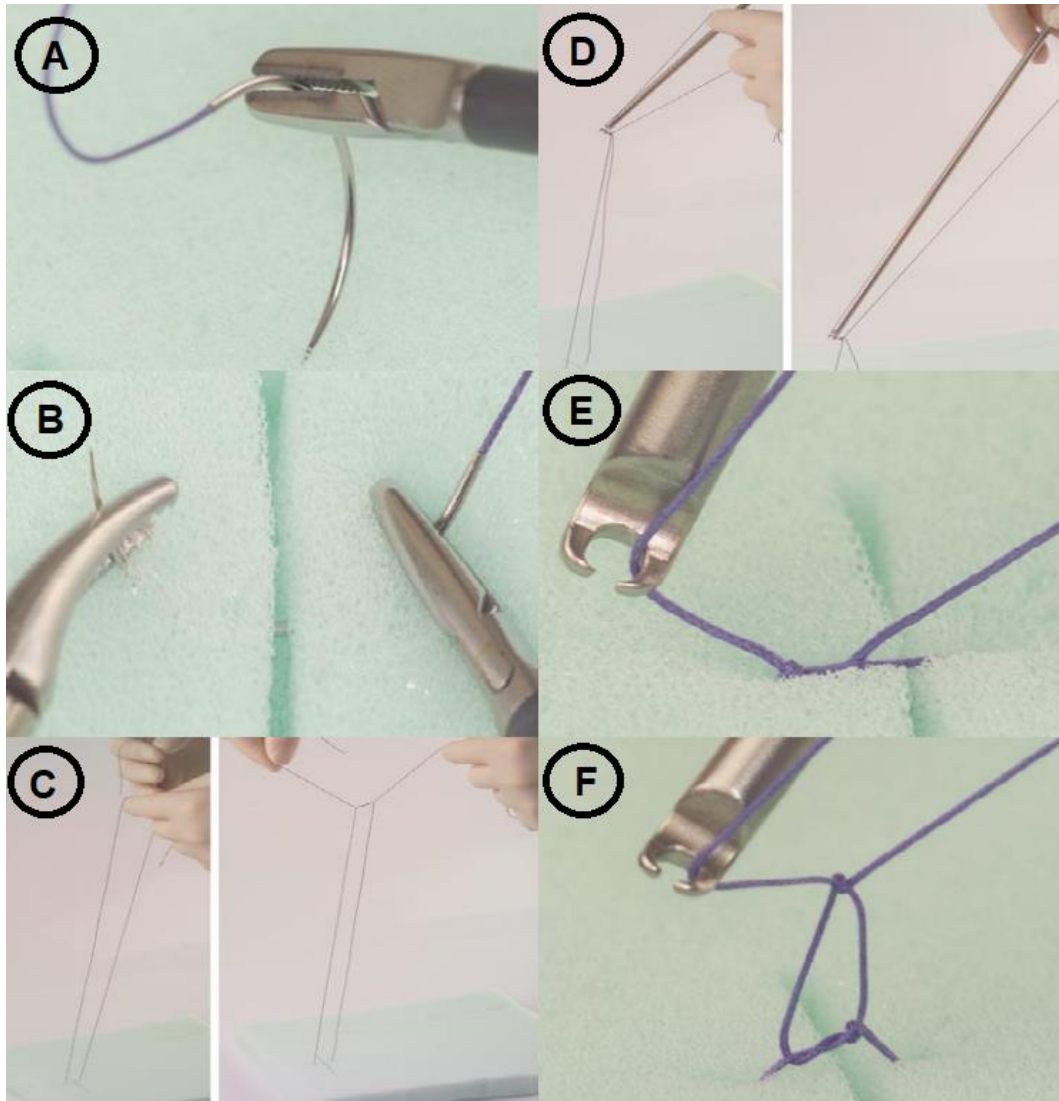


Figura 9: Pasos para realizar un nudo extracorpóreo. A) Colocación de la aguja. B) Realización del punto. C) Realización del nudo extracorpóreo. D) Bajar el nudo. E) Colocación del empuja nudos con respecto a la herida. F) Realización del nudo para cerrar.

Por otro lado, el nudo intracorpóreo se realiza dentro de la cavidad abdominal. Primero, se introduce la aguja y se sujeta en algún tejido de la cavidad para mantenerla fija mientras se preparan los porta agujas. Una vez preparado, el nudo se realiza mediante la penetración del tejido con la aguja empleando la mano dominante para dicha tarea. La aguja curva se recupera en el otro extremo con la mano no dominante de forma que pueda ser traspasada a la mano dominante, formando una C sin tensión, con la aguja en la mano dominante, la sutura se enrolla dos veces sobre el porta de la mano

no dominante, con la mano no dominante se toma el extremo de la sutura y se jala para cerrar el nudo, posteriormente se realizan dos nudos más con una sola vuelta de la sutura sobre la mano no dominante para asegurar el nudo. Todos los pasos para realizar un nudo intracorpóreo se muestran en la figura 10.

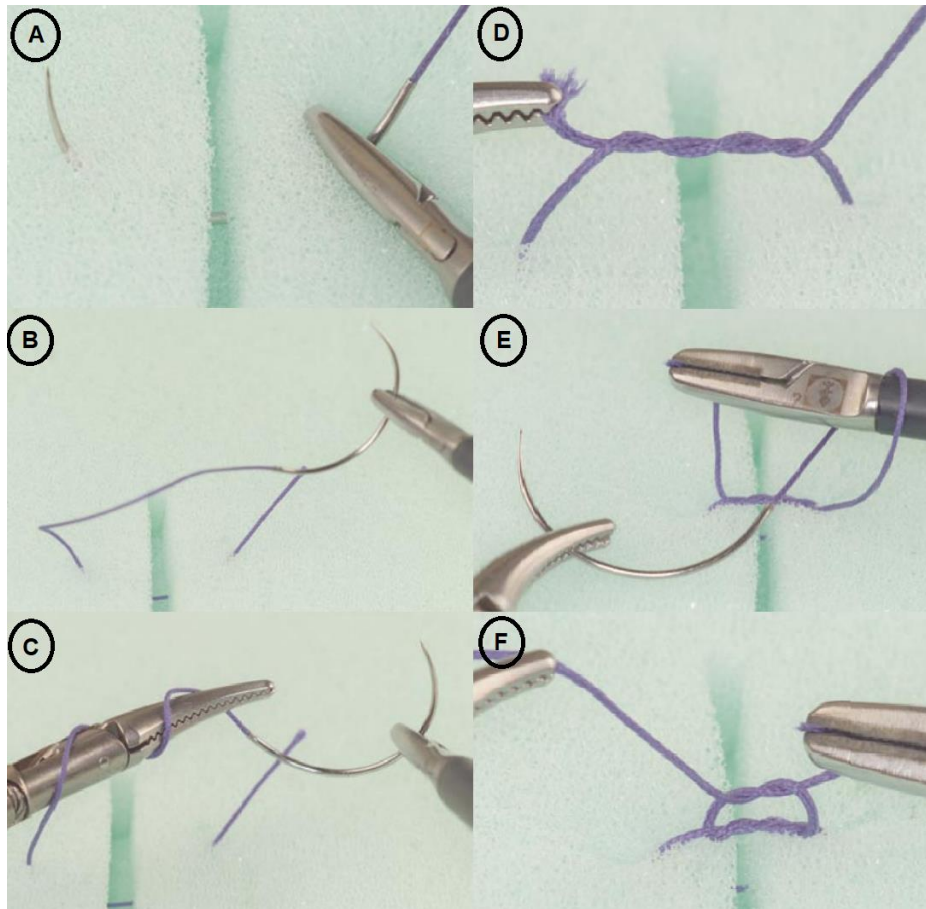


Figura 10: Pasos para realizar un nudo intracorpóreo. A) Realización del punto. B) Colocación de la sutura en forma de C libre de tensión. C) Enrollado doble de la sutura sobre el porta aguja no dominante. D) Cierre del primer nudo. E) Enrollado de la sutura sobre el porta aguja dominante. F) Cierre del segundo nudo.

2.3 Estado del arte

El estado del arte se refiere a los equipos de punta en el tema de investigación ya sea que estos sean equipos comerciales o equipos en desarrollo, este apartado tiene el fin de mostrar los entrenadores laparoscópicos más relevantes al momento de realizar este trabajo.

2.3.1 Equipos en desarrollo

Los equipos en desarrollo son trabajos que aún se encuentran en fase experimental y no han recibido validación de la Food and Drug Administration (FDA) para su uso comercial, para el enfoque de este trabajo se consideraron aptos para reporte aquellos trabajos que no tuvieran más de tres años de publicados.

2.3.1.1 Simulador háptico basado en realidad virtual

En el año 2016 Raghu Prasad et al [36] describe el desarrollo de un sistema háptico para la medición objetiva de fuerzas empleadas en tareas laparoscópicas. Su simulador consta de 5 grados de libertad, capaz de realizar todas las maniobras básicas de laparoscopia, cada uno de los 5 grados de libertad provee retroalimentación háptica mediante motores de corriente directa y codificadores ópticos de alta resolución. El sistema fabricado y sus pruebas preliminares son mostrados en la figura 11.



Figura 11: Simulador háptico basado en sistemas de realidad virtual.

2.3.1.2 Pinzas laparoscópicas con retroalimentación háptica.

En el año 2017 Chantal C. J. Alleblas et al [37] describe una técnica especial con fibra óptica que permite introducir una retroalimentación háptica en pinzas laparoscópicas que pueden ser empleadas en un ambiente clínico. Desarrolló un prototipo de pinzas con retroalimentación háptica aumentada al que llamó *Force Reflecting Operation Instrument* (FROI, por sus siglas en inglés), el cual mide la fuerza ejercida en el tejido mediante la punta del instrumento y transmite la información al cirujano mediante un

mecanismo resistivo incorporado en el sistema. El sistema desarrollado es presentado en la figura 12.

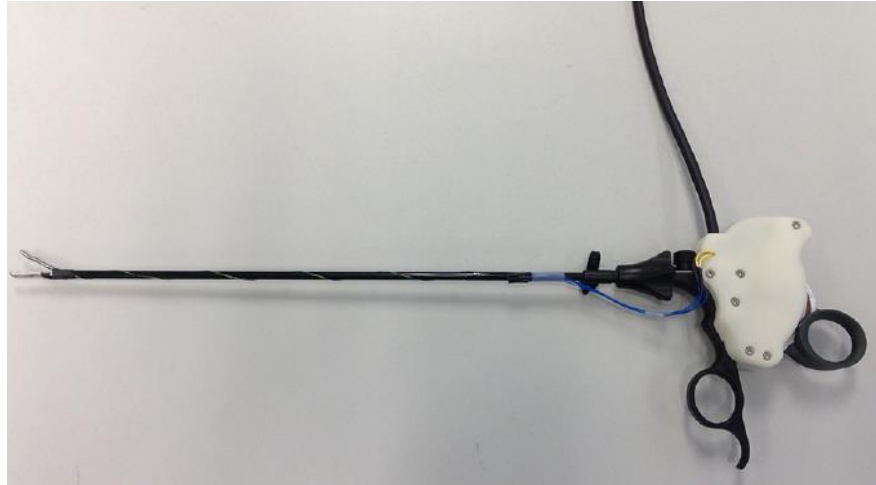


Figura 12: Pinzas de laparoscopia con retroalimentación háptica FROI.

2.3.2 Equipos comerciales

Los equipos comerciales son aquellos que ya se encuentran aprobados por la FDA y circulan en el mercado, se consideraron los equipos mencionados en pruebas de validación y desempeño revisadas durante la realización de este trabajo.

2.3.2.1 LapSim

LapSim es un entrenador de laparoscopia virtual, su equipo principal es el LapSim essence, mostrado en la figura 13, el cual es un simulador diseñado con el propósito de ser un punto medio entre simuladores de baja fidelidad y simuladores completamente cargados de sistemas de realidad virtual.



Figura 13: Instrumental LapSim Essence.

La versión de LapSim de 2018 cubre prácticas básicas y avanzadas de laparoscopia como corte, levantamiento, aplicación de clips, provee un curso de lobectomía y un curso de transporte de aros. También han diseñado un sistema háptico, mostrado en la figura 14, para la retroalimentación de fuerza para otorgar al consumidor un entrenamiento integral en cirugía laparoscópica [38].



Figura 14: Sistema háptico de LapSim.

2.3.2.2 ProMis

ProMis es un simulador de realidad aumentada desarrollado por la compañía háptica, este simulador fue lanzado al mercado en el año de 2005 recibiendo múltiples validaciones en conferencias médicas y por la SAGES en los 5 años posteriores a su lanzamiento. El sistema se compone de un modelo físico del cuerpo humano en el cual el cirujano realiza procedimientos mientras observa en una pantalla el modelo de realidad virtual. El sistema consta de un sistema de seguimiento, modelos de los órganos abdominales, entrenamiento completo para el procedimiento de colicestomía, 8 cámaras y sensores de inclinación [39]. El modelo de ProMis y su utilización pueden apreciarse en la figura 15.

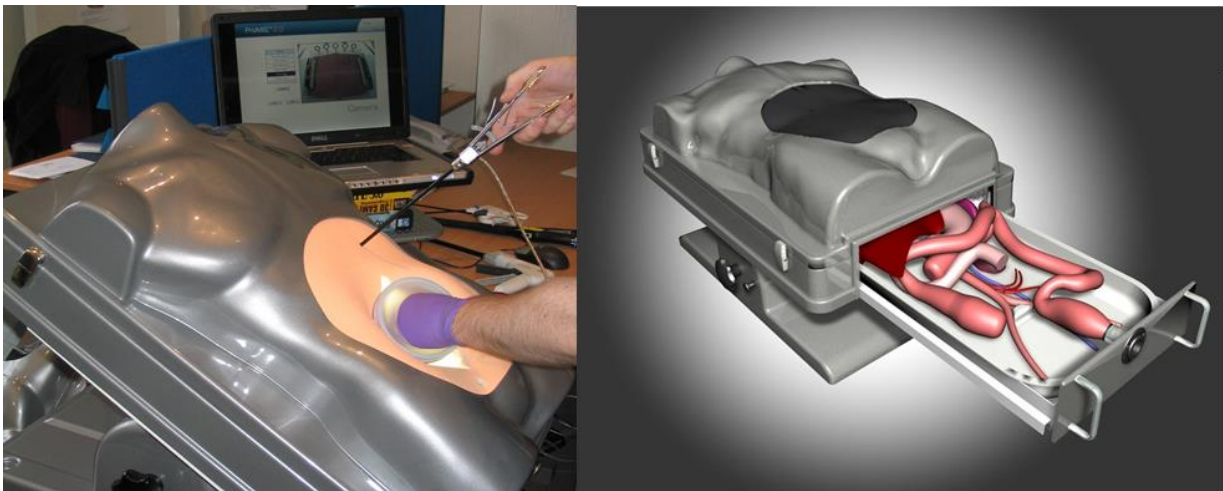


Figura 15: Simulador de realidad aumentada ProMIS.

Capítulo 3: Desarrollo.

Este capítulo describe los materiales y métodos empleados para llevar a cabo la fabricación del entrenador de laparoscopia propuesto, abarcando desde el diagrama a bloques general del sistema hasta una descripción bloque a bloque de los componentes, programas y configuraciones empleadas para lograr la realización del sistema.

3.1 Descripción del sistema

El sistema propuesto para la medición de fuerza dinámica ejercida por el residente de cirugía se compone de un acelerómetro montado en una base móvil fabricada mediante impresión 3D para realizar ejercicios de sutura, el movimiento generado en la base por el cirujano al llevar a cabo la rutina de entrenamiento es detectado por el acelerómetro el cual envía los datos de la aceleración ejercida en cada uno de los tres ejes a un micro controlador en donde se realiza el procesamiento de datos para obtener la fuerza ejercida por el cirujano en práctica.

3.1.1 Diagrama a bloques del sistema

El diagrama general a bloques del sistema muestra de una forma gráfica de alto nivel los elementos que componen e interactúan con el sistema desarrollado, la figura 16 muestra el diagrama a bloques del sistema realizado, mientras que los siguientes subcapítulos describen de forma breve cada uno de los bloques.

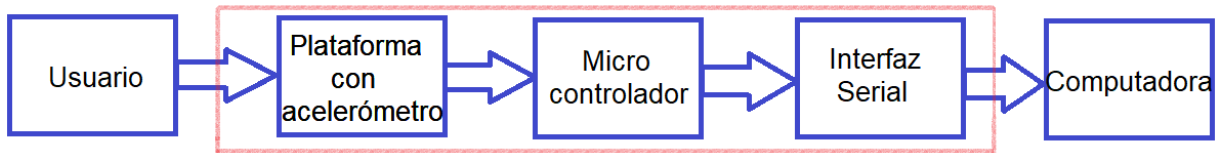


Figura 16: Diagrama a bloques del sistema propuesto

3.1.1.1 Usuario

Cirujano o residente de cirugía que lleva a cabo ejercicios de sutura con el sistema desarrollado.

3.1.1.2 Plataforma con acelerómetro

La plataforma en la cual se coloca el tejido que sirve de modelo de tejido de operación, consiste de una parte fija la cual va a cualquier superficie plana horizontal disponible en la sala de entrenamiento y una parte móvil la cual contiene el acelerómetro.

3.1.1.3 Micro controlador

Elemento central del sistema que se encarga de procesar los datos obtenidos por el acelerómetro para medir de manera indirecta la fuerza ejercida por el usuario, además de transferir la información a una computadora personal para el almacenamiento de todos los datos.

3.1.1.4 Interfaz serial.

Elemento que se encarga de recibir los datos del micro controlador mediante lógica transistor-transistor (TTL) y transportarlos a la computadora personal, este elemento

puede ser un convertidor TTL a UART para una comunicación alámbrica o un módulo Bluetooth para comunicación inalámbrica.

3.1.1.5 Computadora

Equipo portátil o de escritorio que recibe los datos de la fuerza ejercida en los tres ejes por el sujeto para su graficación y análisis.

3.1.2 Protocolos de comunicación

Actualmente existen diversos modos de comunicación para realizar una transferencia de información de un dispositivo a otro, cada uno con sus propias características, ventajas y desventajas. Este apartado tiene el fin de dar una breve descripción de las bases fundamentales de operación de los modos de comunicación empleados en el sistema desarrollado.

3.1.2.1 Protocolo de comunicación I2C

El protocolo *Inter Integrated Circuit* (I2C), fue desarrollado por la compañía Philips en los 80's [40], con el fin de evitar conflictos de patente el protocolo es ocasionalmente llamado *Two Wire Interface* (TWI) por otras compañías, el protocolo consiste de solo dos líneas de comunicación con resistencias de *pull up* a través de las cuales se pueden conectar múltiples dispositivos, la figura 17 muestra la topología básica de este protocolo de comunicación. EL protocolo I2C se explica a detalle en el anexo A.

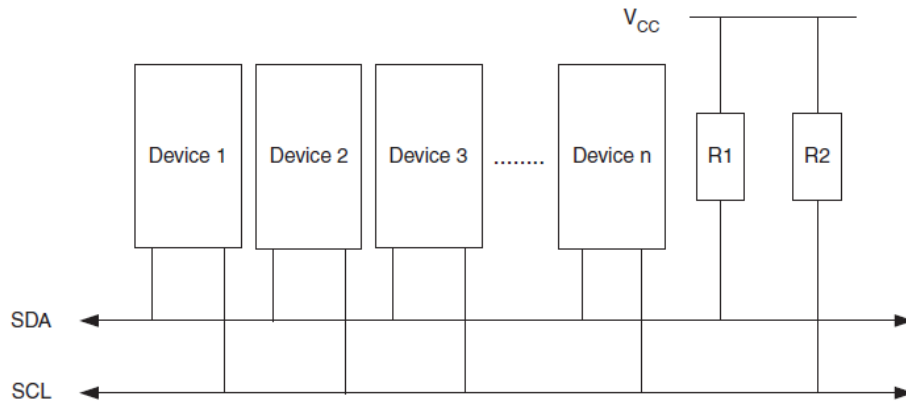


Figura 17: Topología básica de un bus de comunicación I2C.

3.1.2.2 Protocolo de comunicación USB 2.0

El protocolo de comunicación USB 2.0 es un modo de comunicación alámbrico serial que permite conectar un dispositivo con una computadora, el protocolo USB fue desarrollado para sustituir métodos de conexión más lentos y más grandes como los puertos seriales y paralelos. A través del protocolo USB la computadora puede enviar o recibir datos de un dispositivo, otorgando al diseñador una interfaz estándar que puede ser empleada en diferentes aplicaciones [41]. El protocolo USB se explica a detalle en el anexo B.

3.1.3 Consideraciones de acelerometría

Para emplear el acelerómetro debieron considerarse ciertas características eléctricas que ayudaron a determinar cuál es la matricula más apropiada en cuestión de eficiencia y costo para la aplicación desarrollada, además, para poder medir la fuerza de manera indirecta debieron cumplirse ciertas condiciones.

3.1.3.1 Características eléctricas de un acelerómetro

Durante el proceso de selección de un acelerómetro se deben tener en cuenta los siguientes conceptos:

- Consumo de corriente: Dependiendo de sus características un acelerómetro puede tener un consumo mayor a otro lo que puede ser significativo para el diseño de dispositivos portátiles, actualmente los acelerómetros suelen consumir cantidades en el orden de micro amperes con modos de bajo consumo disponibles para maximizar la eficiencia del consumo.
- Aceleración lineal: Se refiere al rango máximo de unidades de gravedad que puede medir el dispositivo, mientras mayor sea el rango menor será la resolución, por ello la mayoría de los dispositivos tienen rangos programables para adecuarse a la mayor cantidad de aplicaciones posibles.
- Sensibilidad: Indica el menor incremento medible de aceleración, se define como la relación entre la entrada mecánica del sistema con su salida eléctrica, la unidad de la entrada mecánica es “ g ” que equivale a $9.81 \frac{m}{s^2}$, la unidad eléctrica dependiendo del tipo de salida puede ser volts (V) o bits menos significativos (LSB).
- Tipo de salida: Puede ser analógica o digital, la interfaz analógica es preferible cuando se requiere acondicionar la señal con parámetros que no están disponibles en las funciones embebidas de los sistemas digitales. Si la salida del dispositivo es digital se deben considerar aspectos como la cantidad de bits del registro de salida, la disponibilidad de datos acondicionados, y el protocolo de comunicación empleado para la transferencia de datos.

3.1.3.2 Medición indirecta de la fuerza a través de la aceleración.

Para realizar una medición de fuerza empleando un acelerómetro es necesario comprender la distinción entre una fuerza estática y dinámica, debido a su naturaleza

no es posible realizar una medición de fuerzas estáticas ya que al referirse éstas a un cuerpo que no sufre una aceleración, el acelerómetro no dará lecturas diferentes de cero, que aplicadas a la segunda ley de newton únicamente nos dirán que la fuerza neta aplica al objeto es cero, sin poder distinguir entre fuerzas que pueden estarse aplicando como fuerzas de tensión o reacción, para este tipo de mediciones es necesario emplear otro tipo de sensores como puede ser una celda de carga o un dinamómetro.

Es posible emplear un acelerómetro para medir de forma indirecta la fuerza dinámica aplicada a un cuerpo, siempre y cuando se conozca la constante de proporcionalidad, que es la masa del cuerpo al cual esta anexado el acelerómetro además de que se tome en consideración los efectos de la fuerza de gravedad. Hay varias formas de lidiar con esta componente, de forma ideal se considera a la aceleración provocada por la gravedad como una señal de magnitud unitaria cuando se habla en términos de gravedades y de frecuencia cero, por lo cual existen diversos procedimientos para eliminarla con base en una o más de estas consideraciones [42], sin embargo, esta idealización de la aceleración por gravedad solo es completamente válida en ausencia de movimientos rotatorios, por lo cual para medir fuerza de este modo es preferible hacerlo con cuerpos limitados a movimientos lineales, de otro modo se sugiere emplear adicionalmente un giroscopio para medir y compensar los efectos por aceleraciones rotacionales.

3.2 Materiales

Esta sección da una breve descripción de los componentes electrónicos y piezas mecánicas ocupadas para la elaboración del entrenador laparoscópico.

3.2.1 Base de entrenamiento para medición de fuerza

La base de entrenamiento fue fabricada mediante impresión 3D basándose en el trabajo previo de Tim Horeman et al [14], la figura 18 muestra un modelo de la base fabricada con el acelerómetro incorporado.

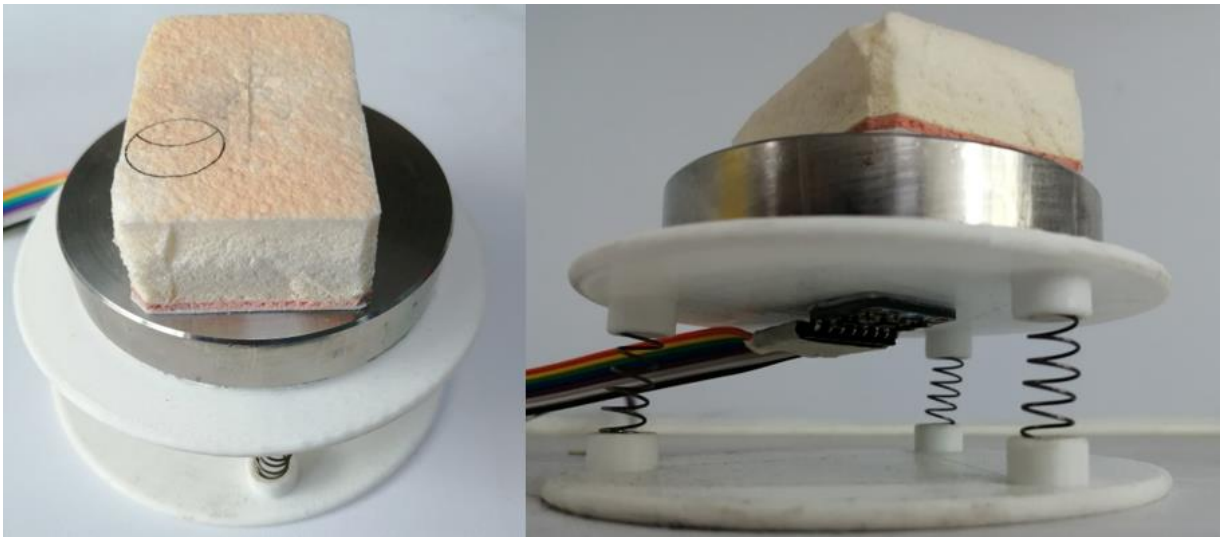


Figura 18: Plataforma de evaluación con acelerómetro y tejido para medir la fuerza.

3.2.2 Acelerómetro “MMA8451Q”

El MMA8451 es un acelerómetro tri-axial perteneciente a la familia MMA845xQ de NXP Semiconductors, es un dispositivo digital con resolución de 12 bits y escala seleccionable de 2,4 y 8 g con filtros internos programables, así como control vía interrupciones y una tasa de salida de datos de hasta 800 Hz en un encapsulado tipo QFN de $(3 \times 3 \times 1) \text{ mm}$, la familia de acelerómetros MMA845xQ se presenta en la figura 19.



Figura 19: Familia de acelerómetros MMA845xQ.

3.2.3 Micro controlador “ATMEGA88”

El ATMEGA88 es un micro controlador de 8 bits de la familia ATMEGA88, posee 8 KB de memoria flash, 23 terminales de propósito general programables, seis canales de PWM, un periférico de I2C y un UART programable, entre otros, en un encapsulado tipo TQFP de 32 terminales el cual se muestra en la figura 20.



Figura 20: Micro controlador ATmega88 en encapsulado TQFP.

3.2.4 Convertidor TTL a UART “FT232RL”

El FT232RL es un convertidor de lógica TTL a UART, permite la comunicación entre un dispositivo como un micro controlador con una computadora personal de manera alámbrica, este dispositivo tiene dos terminales de voltaje, una que debe ser siempre de 5 V y otra que domina la circuitería lógica del dispositivo que puede seleccionable entre 3.3 V y 5 V. Se emplea el encapsulado tipo SSOP20 para este dispositivo el cual se presenta en la figura 21.

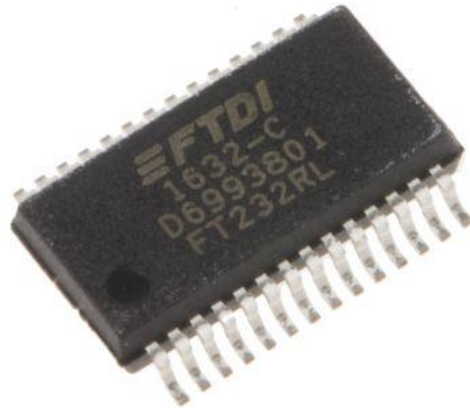


Figura 21. Conversor TTL-UART FT232RL en encapsulado SSOP20.

3.2.5 Conversor de nivel TSX0104E

El conversor de nivel pertenece a la familia de conversores TSX010xE de Texas Instruments, donde el último número indica la cantidad de canales del dispositivo. Para esta aplicación se emplea la versión de cuatro canales, ya que se necesita únicamente realizar la conversión de las líneas de SDA, SCL, e INT0 provenientes del acelerómetro de 3.3 V a 5 V para la comunicación con el micro controlador, el conversor TSX0104E se muestra en la figura 22.

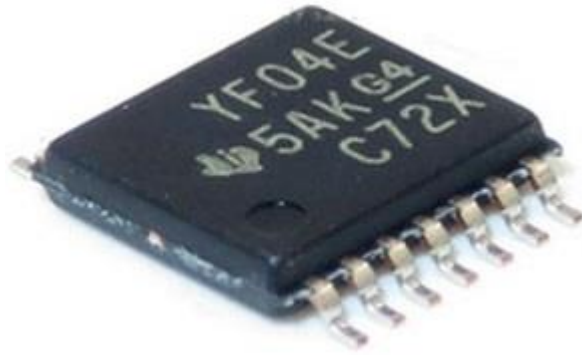


Figura 22: Conversor de nivel de cuatro canales TSX0104E en encapsulado TSSOP-14.

3.2.6 Regulador TLS850D0TEV50ATMA1

El regulador de voltaje principal de esta aplicación es el TLS850D0TEV50ATMA1 de *Infineon Technologies*, es un regulador de 5 V en encapsulado TO252-5 con salida de una precisión de $\pm 2\%$, tolera voltajes de entrada de hasta 40 V con una caída de tensión mínima de 70 mV, y puede proveer hasta 500 mA de salida mientras que consume solo 40 μA para funcionar, el encapsulado del regulador TLS850D0TEV50ATMA1 se muestra en la figura 23.



Figura 23: Regulador de voltaje de 5V de Infineon Technologies en encapsulado TO252-5.

3.2.7 Regulador NCV8114ASN330T1G

El regulador NCV8114ASN330T1G, es un regulador de 3.3 V de la compañía ON SEMICONDUCTOR, que acepta voltajes de entrada de hasta 5.5 V y puede entregar una salida de voltaje con precisión de $\pm 1\%$ y puede proporcionar hasta 300 mA en un encapsulado tipo TSOP-5.

3.3 Metodología

Esta sección describe los pasos seguidos para la construcción del sistema abarcando los medios de programación empleados para asegurar un procesamiento de datos en tiempo real hasta el ensamble del circuito de medición en la plataforma de entrenamiento.

3.3.1 Programación del micro controlador ATMEGA88

Existen diversos *software* disponibles para programar los micro controladores de la familia ATMEGAx8, siendo la plataforma de ARDUINO uno de los más convencionales, sin embargo esta plataforma tiene la desventaja de requerir que el micro controlador a emplear tenga cargado el *bootloader* de la plataforma, de lo contrario el código generado no podrá ser leído por el micro controlador, este archivo abarca 8 KB de la memoria flash del micro controlador, volviendo a las versiones de 4 KB y 8 KB de la familia inutilizables y reduce en gran medida la capacidad de almacenamiento de datos de las versiones de 16 KB y 32 KB. Por ello se optó realizar el programa de la aplicación en la plataforma ATMEL Studio 7.0.

3.3.1.1 Plataforma de programación ATMEL Studio 7.0

Esta plataforma desarrollada por ATMEL es de utilidad para programar toda la gama de AVR's en el mercado, es una plataforma gratuita que puede ser descargada en la página de Microchip [43], la figura 24 muestra el logo de la plataforma.

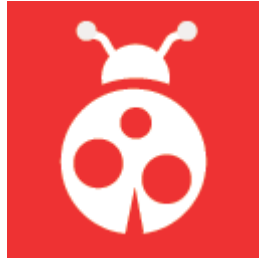


Figura 24: Logo de la plataforma Atmel Studio 7.0.

Una vez instalada la plataforma se empezó el proyecto yendo a la opción *file > New > Project*, esto nos llevará a la sección de nuevos proyectos en los cuales se puede seleccionar el lenguaje de programación entre C/C++ y ensamblador además de especificar el tipo de proyecto que se va a realizar, para este trabajo, se seleccionó un proyecto C ejecutable como muestra la figura 25.

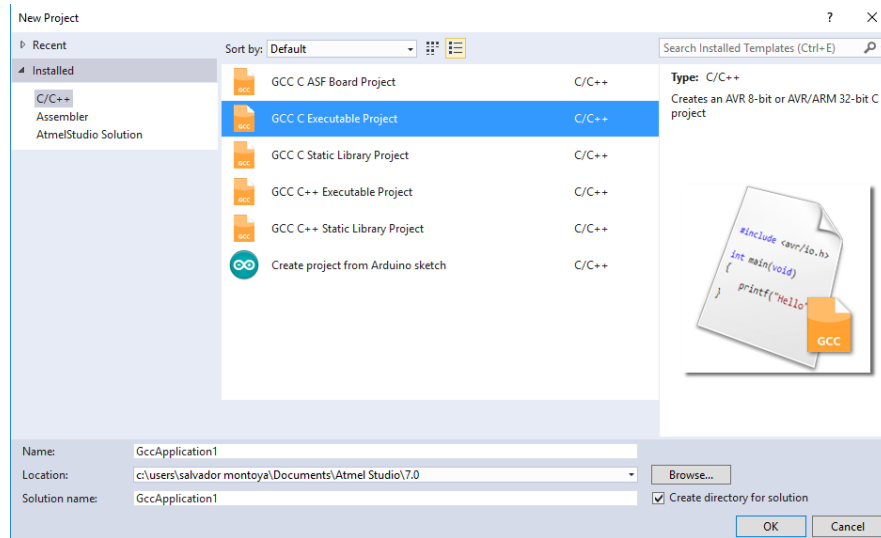


Figura 25: Pantalla de creación de proyectos de Atmel Studio 7.0

Una vez terminada la configuración del proyecto estaremos en la pestaña de nuestro programa principal, en la cual vendrá por defecto la información sobre nuestro proyecto (nombre, autor y fecha de creación), la librería básica de AVR's y una función *main* vacía, donde en este apartado escribimos el código en lenguaje C como se muestra en la figura 26. El código completo empleado en este trabajo puede encontrarse en el anexo D.

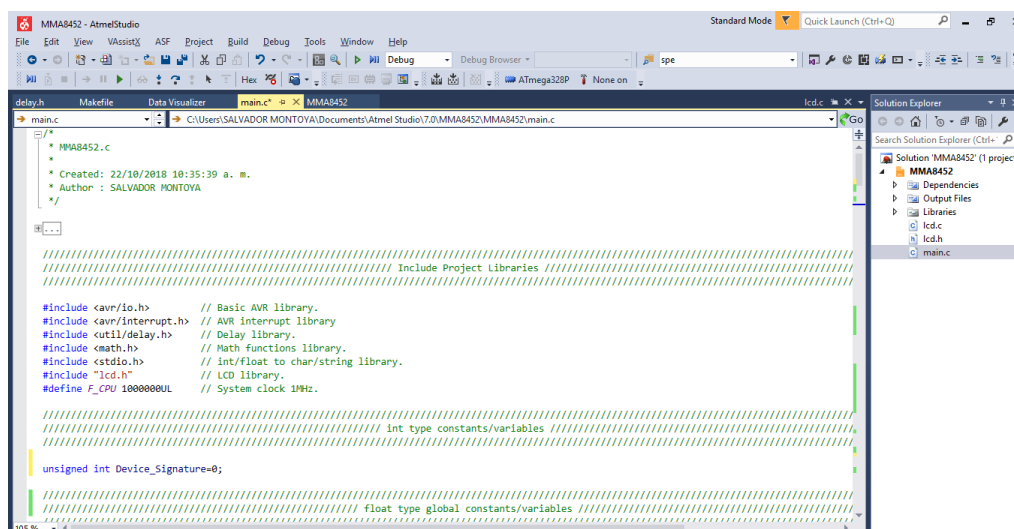


Figura 26: Ventana de código principal de Atmel Studio 7.0

3.3.1.2 Programación mediante ATMEL Studio 7.0

Una vez terminado el código del proyecto es posible realizar la programación del micro controlador desde la plataforma de ATMEL, para ello primero necesitamos agregar nuestro programador en *tools > Add target*, esto nos llevará a una ventana en la cual debemos seleccionar el tipo de programador que usaremos y el puerto COM en el cual podemos encontrarlo como se muestra en la figura 27.

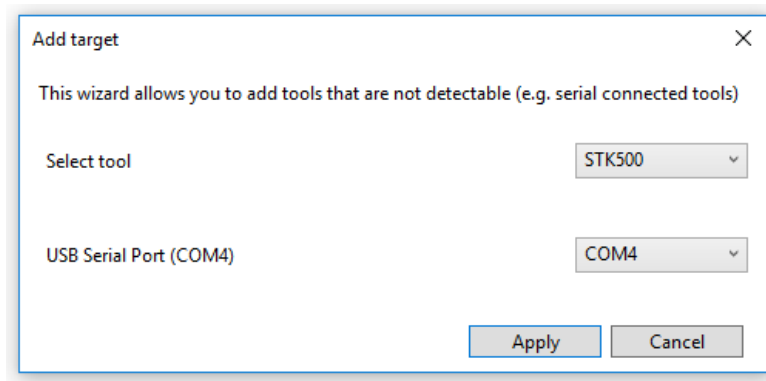


Figura 27: Ventana para agregar programadores en Atmel Studio 7.0.

Posteriormente se puede llevar a cabo la programación del micro controlador con el programador añadido en *tools > Device Programming*, esta opción nos desplegará la ventana de programación, donde deberemos aplicar la herramienta con la que deseamos programar y leer la firma característica del dispositivo, una vez confirmado el funcionamiento del dispositivo se carga el código yendo a la sección de *Memories* y cargando el archivo *.hex* generado al compilar, como se muestra en la figura 28.

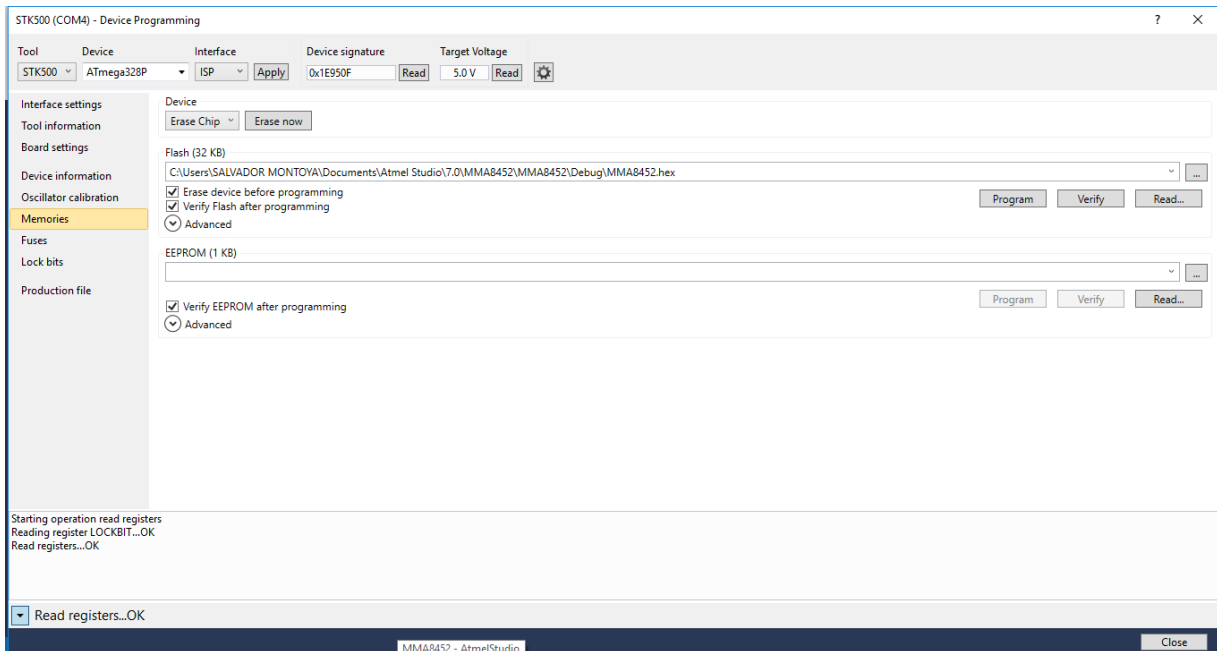


Figura 28: Ventana de la sección memories en Atmel Studio 7.0.

En la misma ventana de programación es posible modificar los bits fusibles del dispositivo en la sección *fuses* la cual se muestra en la figura 29, estos sirven para modificar parámetros como la señal de reloj que ocupa el sistema, el divisor de reloj interno, la habilitación de la terminal de RESET, entre otros.

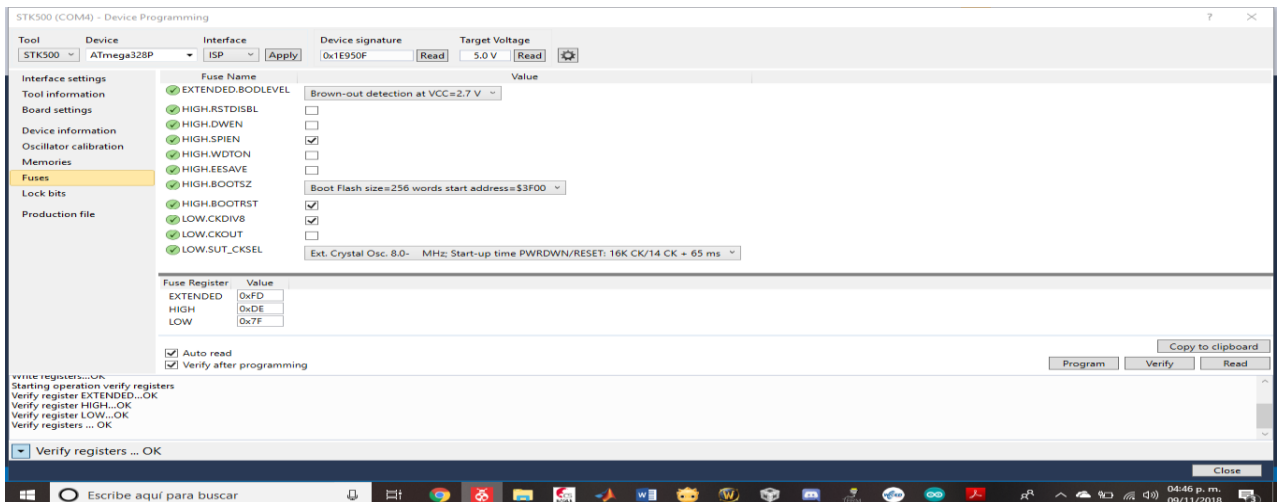


Figura 29: Ventana de la sección fuses en Atmel Studio 7.0.

Por último, cabe mencionar que dentro de la ventana de programación se puede encontrar el apartado *Lock bits*, mostrado en la figura 30, en el cual se puede implementar un bloqueo al micro controlador de tal forma que este no pueda ser reprogramado o leído para evitar un robo del código o una implementación de código malicioso.

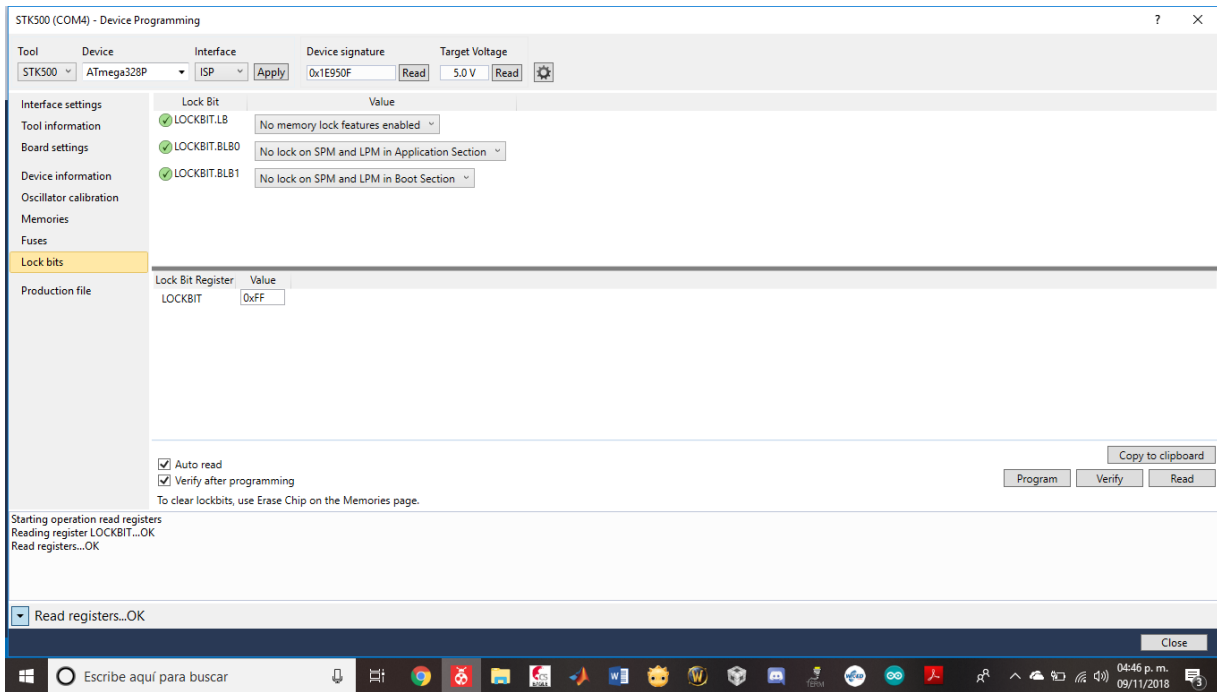


Figura 30: Ventana de la sección *Lock bits* en Atmel Studio 7.0.

3.3.1.3 Diagrama de flujo del programa principal del micro controlador

El programa realizado para aplicación se divide en tres secciones, los vectores de interrupción correspondientes a una recepción completada y a una interrupción externa, y el código principal, encargado esencialmente de la configuración de los periféricos del micro controlador, el diagrama de flujo del código principal del sistema se muestra en la figura 31.

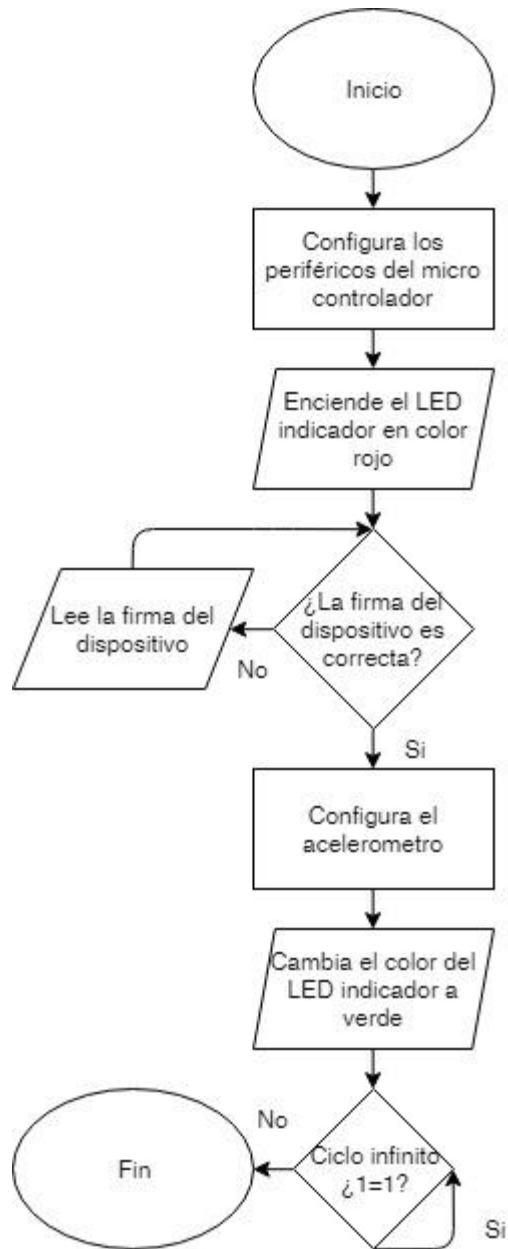


Figura 31: Diagrama de flujo del código principal del micro controlador.

Los periféricos empleados para esta aplicación son el periférico de comunicación TWI, el periférico de comunicación USART y el periférico de Interrupciones externas, la configuración de los periféricos se realizó de tal forma que el bus de comunicación TWI opera a 200 KHz y el bus de comunicación USART opera a 250 000 *bauds* con tramas de 8 bits de datos y 2 bits de parada, habilitando la interrupción por recepción

completada, y la interrupción externa se dispara mediante la detección de flanco de bajada. Las configuraciones de los registros realizada para lograr esta configuración de periféricos se muestran en las figuras 32, 33 y 34.

TWBR – TWI Bit Rate Register

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
(0xB8)	TWBR7	TWBR6	TWBR5	TWBR4	TWBR3	TWBR2	TWBR1	TWBR0
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	1	1	0	0

TWCR – TWI Control Register

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
(0xBC)	TWINT	TWEA	TWSTA	TWSTO	TWWC	TWEN	–	TWIE
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R/W	R	R/W
Value	0	0	0	0	0	1	0	0

Figura 32: Configuración de los registros del periférico TWI.

UBRRnL and UBRRnH – USART Baud Rate Registers

Bit	15	14	13	12	11	10	9	8
	–	–	–	–	UBRRn[11:8]			
	UBRRn[7:0]							
	7	6	5	4	3	2	1	0
Read/Write	R	R	R	R	R/W	R/W	R/W	R/W
	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	1	1

UCSRnA – USART Control and Status Register n A

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
	RXCn	TXCn	UDREN	FEn	DORn	UPEn	U2Xn	MPCMn
Read/Write	R	R/W	R	R	R	R	R/W	R/W
Value	0	0	1	0	0	0	1	0

UCSRnB – USART Control and Status Register n B

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
	RXCIE n	TXCIE n	UDRIE n	RXEN n	TXEN n	UCSZn2	RXB8n	TXB8n
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R/W
Value	1	0	0	1	1	0	0	0

UCSRnC – USART Control and Status Register n C

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
	UMSELn1	UMSELn0	UPMn1	UPMn0	USBSn	UCSZn1	UCSZn0	UCPOLn
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	1	1	1	0

Figura 33: Configuración de los registros del periférico USART.

EIMSK – External Interrupt Mask Register

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
0x1D (0x3D)	-	-	-	-	-	-	INT1	INT0
Read/Write	R	R	R	R	R	R	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	0	1

EICRA – External Interrupt Control Register A

Bit	7	6	5	4	3	2	1	0
(0x69)	-	-	-	-	ISC11	ISC10	ISC01	ISC00
Read/Write	R	R	R	R	R/W	R/W	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	1	1

Figura 34: Configuración de los registros del periférico de interrupciones externas.

3.3.1.4 Diagrama de flujo del vector de interrupción por recepción completada

El vector de interrupción de recepción completada se encarga de informar al micro controlador cuando se ha recibido un carácter de la aplicación de PC, este dato determina el comportamiento del micro controlador durante el registro de la fuerza en el proceso de sutura, el diagrama de flujo del vector de interrupción por recepción completada se muestra en la figura 35.

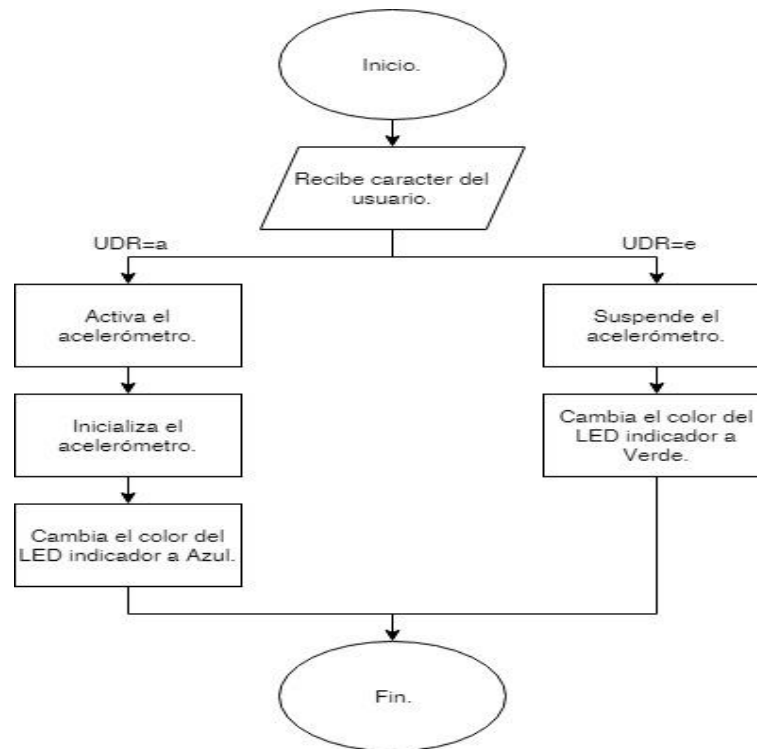


Figura 35: Diagrama de flujo del vector de interrupción por recepción completada.

3.3.1.5 Diagrama de flujo del vector de interrupción externa.

La interrupción externa en la terminal INT0 es la encargada de recibir la señal de datos listos del acelerómetro, al detectar un flanco de bajada en esta terminal se le indica al micro controlador que el acelerómetro tiene datos nuevos para ser leídos, al sincronizar los dispositivos de este modo se garantiza que no habrá muestras repetidas en el registro de fuerza, para lograr que de igual manera no halla muestras perdidas se debe lograr un procesamiento en tiempo real, el diagrama de flujo de la interrupción externa INT0 se muestra en la figura 36.



Figura 36: Diagrama de flujo de la interrupción externa 0.

3.3.2 Programación del acelerómetro MMA8451

Todas las funciones pertinentes al MMA8451 son programadas reescribiendo los registros de memoria correspondientes del dispositivo, para realizar esta operación se utiliza al MMA8451 como un esclavo en el protocolo de comunicación I2C, siendo el micro controlador el maestro que controla la comunicación y reescribe los registros según lo que indique el código cargado, para leer los datos obtenidos por el MMA8451 también se emplea el protocolo I2C para la lectura de los registros de datos.

3.3.2.1 Mapa de registros del MMA8451

El MMA8451 cuenta con 42 registros accesibles a través del protocolo de comunicación I2C, de los cuales 17 son de solo lectura y 25 de lectura/escritura, el nombre de cada uno de estos registros indica su función, haciendo fácil identificar los registros que se deben indexar para acceder a las diversas funciones embebidas del dispositivo. En la tabla 1 se muestra un mapa simplificado de los registros del sensor, la descripción a detalle de cada uno de ellos puede ser encontrada en la hoja de especificaciones del dispositivo.

Tabla 1: Mapa simplificado de registros del MMA8451.

Dirección de memoria	Nombre del registro	Función del registro	Accesibilidad del registro
0x00	STATUS	Estados del sistema	Solo lectura
0x01	OUT_X_MSB	8MSB del eje X	Solo lectura
0x02	OUT_X_LSB	4LSB del eje X	Solo lectura
0x03	OUT_Y_MSB	8MSB del eje Y	Solo lectura
0x04	OUT_Y_LSB	4LSB del eje Y	Solo lectura
0x05	OUT_Z_MSB	8MSB del eje Z	Solo lectura

0x06	OUT_Z_LSB	4LSB del eje Z	Solo lectura
0x0B	SYSMOD	Modo del sistema	Solo lectura
0x0C	INT_SOURCE	Estado de interrupción	Solo lectura
0x0D	WHO_AM_I	Firma del dispositivo	Solo lectura
0x0E	XYZ_DATA_CFG	Configuración de la salida del sistema	Lectura y escritura
0x0F	HP_FILTER_CUTOFF	Frecuencia de corte del filtro pasa altas	Lectura y escritura
0x2A	CTRL_REG1	Taza de datos, modo activo	Lectura y escritura
0x2B	CTRL_REG2	Habilita dormir, modos de sobre muestreo	Lectura y escritura
0x2C	CTRL_REG3	Condiciones para despertar	Lectura y escritura
0x2D	CTRL_REG4	Habilitación de interrupciones	Lectura y escritura
0x2E	CTRL_REG5	Terminales de interrupción	Lectura y escritura

3.3.2.2 Interrupciones del MMA8451

El MMA8451 cuenta con dos terminales de las cuales se puede mandar una señal de interrupción al cumplirse ciertos eventos, estos están vinculados a las funciones embebidas del acelerómetro dedicadas a detección de moción, pulsos, orientación y transientes. La arquitectura simplificada del control de interrupciones interno se muestra en la figura 37.

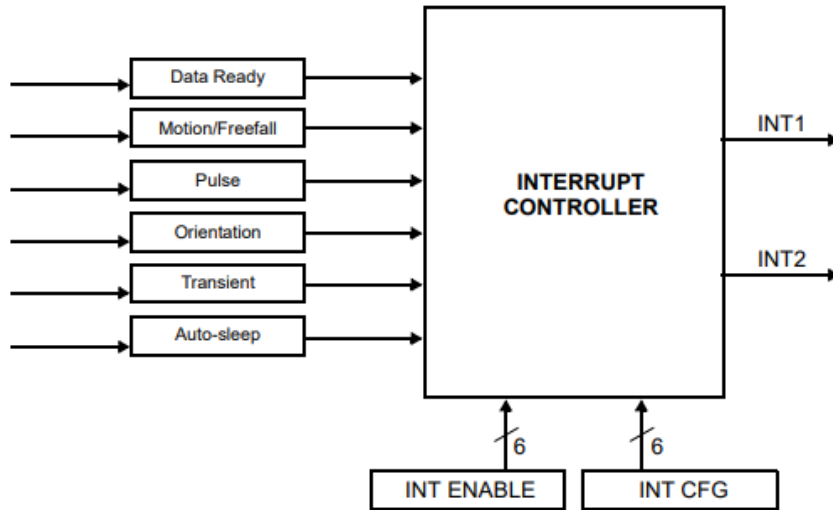


Figura 37: Control de interrupciones del MMA8451.

En este trabajo se emplea la interrupción de datos listos para sincronizar la transferencia de datos con el micro controlador y asegurar que no se envían datos repetidos, la interrupción mencionada fue asignada a la terminal INT1 en configuración *push-pull* generando una salida de nivel bajo al cumplirse las condiciones de la interrupción.

3.3.2.3 Acondicionamiento interno del MMA8451

Además de las funciones de interrupciones el MMA8451 cuenta con distintos modos de configuración para cumplir con las demandas de resolución, exactitud, tiempo de respuesta y consumo de la aplicación. El dispositivo cuenta con un filtro pasa altas interno programable, ocho tasas de salida de datos de las cuales elegir y diversas opciones para realizar compromisos entre resolución, ruido y consumo.

La salida del acelerómetro se da en $\frac{mg}{LSB}$ (mili gravedades por bit menos significativo), la cantidad de *mg* es determinada por rango seleccionado para el trabajo. Para esta

aplicación desarrollada se seleccionó el rango de $\pm 4 g$ por lo que la sensibilidad del sensor es de $0.5 \frac{mg}{LSB}$ con una frecuencia de salida de datos de $100 Hz$ habilitando el sistema de reducción de ruido interno del acelerómetro.

El acelerómetro entrega una palabra binaria que indica la cantidad de mg que se están midiendo, sin embargo, esta cantidad es una resultante de tres señales distintas, la salida total se compone de la aceleración natural provocada por la fuerza de gravedad en la masa de referencia del dispositivo, la aceleración provocada por la fuerza dinámica ejercida por un cuerpo externo y por ruido intrínseco al dispositivo.

$$a = a_g + a_d + a_n$$

El umbral de ruido del dispositivo, es decir, aquel valor bajo el cual es imposible distinguir si es un dato útil o no, es un factor que depende de los cuidados que se tenga con el acelerómetro en el proceso de construcción del prototipo, la hoja de especificaciones indica cómo obtener el nivel de ruido de acuerdo con la frecuencia de operación, la nota de aplicación AN4075 [44] expone la relación entre el umbral de ruido estimado para el dispositivo bajo diversas configuraciones. Para la configuración empleada en este trabajo se tiene un nivel de ruido de $1.32 mg$, sin embargo, factores como ruido eléctrico generado por imperfecciones en la fabricación de la tarjeta de circuito impreso (PCB) sobre la cual se coloca el dispositivo, o estrés mecánico generado en el encapsulado al soldarse al PCB o al atornillar el PCB al cuerpo del cual se desea medir la aceleración, afectan este valor. Mediciones experimentales indican que el umbral de ruido del dispositivo en este trabajo es de $8.15 mg$.

En la aplicación realizada no se espera encontrar movimientos rotacionales importantes, aun así, se decidió implementar el modelo HFEN descrito por Vincent T.

et al [42], el cual consiste en usar un filtro pasa altas para remover la componente de la gravedad de los registros, se implementó el filtro interno del acelerómetro seleccionando como frecuencia de corte 0.5 Hz para no remover los efectos del temblor humano [12].

La escritura de registros realizada para obtener la configuración descrita se muestra en las figuras 38 y 39.

0x2A: CTRL_REG1 register (read/write)

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Bit	ASLP_RATE1	ASLP_RATE0	DR2	DR1	DR0	LNOISE	F_READ	ACTIVE
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W
Value	0	0	0	1	1	1	0	1

0x2B: CTRL_REG2 register (read/write)

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Bit	ST	RST	0	SMODS1	SMODS0	SLPE	MODS1	MODS0
Read/Write	R/W	R/W	R	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	0	0

0x2C: CTRL_REG3 register (read/write)

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Bit	FIFO_GATE	WAKE_TRANS	WAKE_LNDPRT	WAKE_PULSE	WAKE_FF_MT	—	IPOL	PP_OD
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	1	0

0x2D: CTRL_REG4 register (read/write)

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Bit	INT_EN_ASLP	INT_EN_FIFO	INT_EN_TRANS	INT_EN_LNDPRT	INT_EN_PULSE	INT_EN_FF_MT	—	INT_EN_DRDY
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	0	1

0x2E: CTRL_REG5 interrupt configuration register

	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Bit	INT_CFG_ASLP	INT_CFG_FIFO	INT_CFG_TRANS	INT_CFG_LNDPRT	INT_CFG_PULSE	INT_CFG_FF_MT	—	INT_CFG_DRDY
Read/Write	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R/W	R	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	0	1

Figura 38: Configuración de los registros de control del MMA8451Q.

0x0E: XYZ_DATA_CFG (read/write)								
	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Bit	0	0	0	HPF_OUT	0	0	FS1	FS0
Read/Write	R	R	R	R/W	R	R	R/W	R/W
Value	0	0	0	1	0	0	0	1

0x0F: HP_FILTER_CUTOFF: high-pass filter register (read/write)								
	Bit 7	Bit 6	Bit 5	Bit 4	Bit 3	Bit 2	Bit 1	Bit 0
Bit	0	0	Pulse_HPF_BYP	Pulse_LPF_EN	0	0	SEL1	SEL0
Read/Write	R	R	R/W	R/W	R	R	R/W	R/W
Value	0	0	0	0	0	0	1	1

Figura 39: Configuración de los registros de salida de datos del MA8451Q.

Para poder medir la fuerza en orden de Newtons se fabricó una masa de referencia colocada sobre la parte móvil de la base del entrenador de medio kilogramo (500 gramos). Sacando la relación con la segunda ley de Newton $\vec{F} = m\vec{a}$ se encuentra que el evaluador desarrollado posee un rango de $\pm 19.62 N$ en cada eje, con una sensibilidad de $2.45 \frac{mN}{LSB}$ y un nivel de ruido de $40 mN$.

3.3.3 Programación de la aplicación SurgForce

El sistema electrónico se encarga de obtener muestras de la aceleración registrada por el acelerómetro y procesarlas de tal forma que se puedan expresar en términos de fuerza dinámica, para poder almacenar estos valores y construir un registro de archivos se realizó una aplicación ejecutable en la plataforma de programación Visual Studio Community 2017 en el lenguaje de C++/CLR orientado al sistema operativo Windows 10 y el NET Framework 4.6.1.

3.3.3.1 Plataforma de programación Visual Studio 2017

La plataforma de programación Visual Studio cuenta con tres versiones, la community, la profesional y la Enterprise, siendo la primera una versión gratuita y las siguientes versiones de paga orientadas a pequeñas y grandes empresas, además se puede descargar el instalador directamente del sitio de Microsoft [45], una vez ejecutado el instalador se podrá elegir independientemente los paquetes y librerías para configurar la plataforma de forma que se minimice el espacio que ocupado en disco, el logo de la plataforma Visual Studio 2017 se muestra en la figura 40.



Figura 40: Logo de la plataforma Visual Studio 2017.

3.3.3.2 Programación mediante Visual Studio 2017

La plataforma de Visual Studio permite programar en una variedad de lenguajes entre los cuales se encuentran C#, Basic, C, C++, F#, con formatos destinados tanto a aplicaciones de consola como a aplicaciones visuales, el código realizado para el evaluador desarrollado se implementó en el lenguaje C++/CLR, que combina elementos nativos de C++ con elementos del NET framework, para iniciar un proyecto de este tipo hay que dirigirse a la opción Archivo->Nuevo->Proyecto, en la ventana emergente dentro del menú de C++ dirigirse a la subsección CLR y en ese menú seleccionar Proyecto vacío de CLR como se muestra en la figura 41.

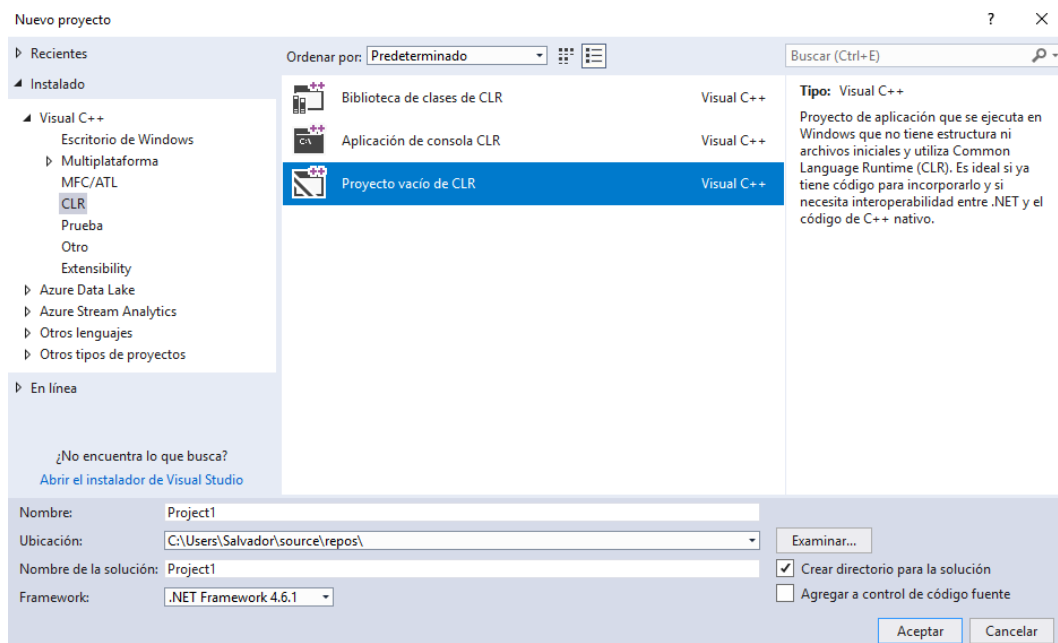


Figura 41: Menú de proyectos en lenguaje C++/CLR.

Una vez generado el proyecto hay que dirigirse al menú Proyecto->Agregar nuevo elemento y dentro del menú de CLR seleccionar incluir un Windows Form como se muestra en la figura 42.

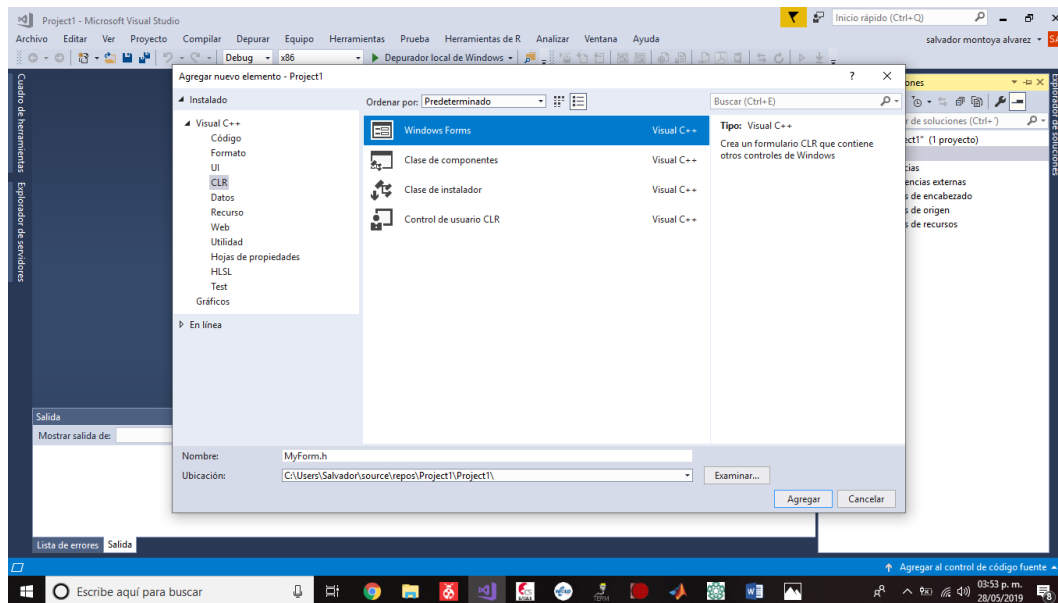


Figura 42: Incluir un elemento de tipo Windows Form al proyecto C++/CLR.

Esto generara una ventana vacía como se muestra en la figura 43, que tendrá ligada un archivo de cabecera `.h` y un archivo `.cpp`, dentro del archivo `.h` se realiza la escritura del código para cada uno de los elementos que se introduzcan a la ventana del proyecto mientras que en el archivo `.cpp` se declarara la inicialización de la forma.

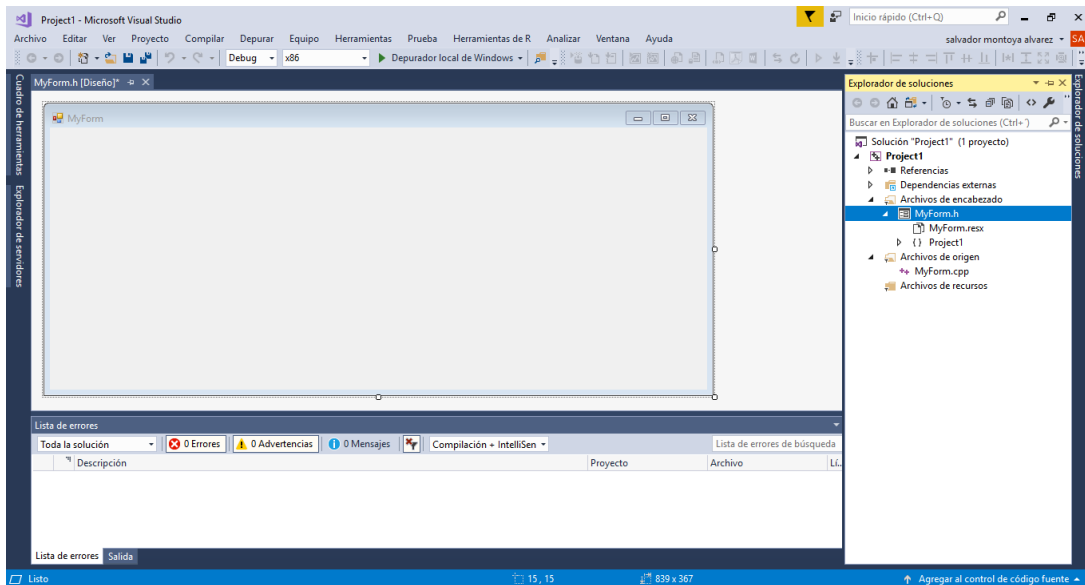


Figura 43: Forma vacía en editor de forma y archivos `.h` y `.cpp` en el explorador de soluciones.

Se debe declarar al vinculador cual será el punto de entrada al proyecto, que generalmente es una función `main` escrita sobre el archivo `.cpp`. Para notificar al vinculador se debe acceder al menú Proyecto->Propiedades de, y en la ventana emergente en la sección del vinculador en la subsección de avanzadas definir el punto de entrada tal cual se nombró en el archivo `.cpp` como se muestra en la figura 44.

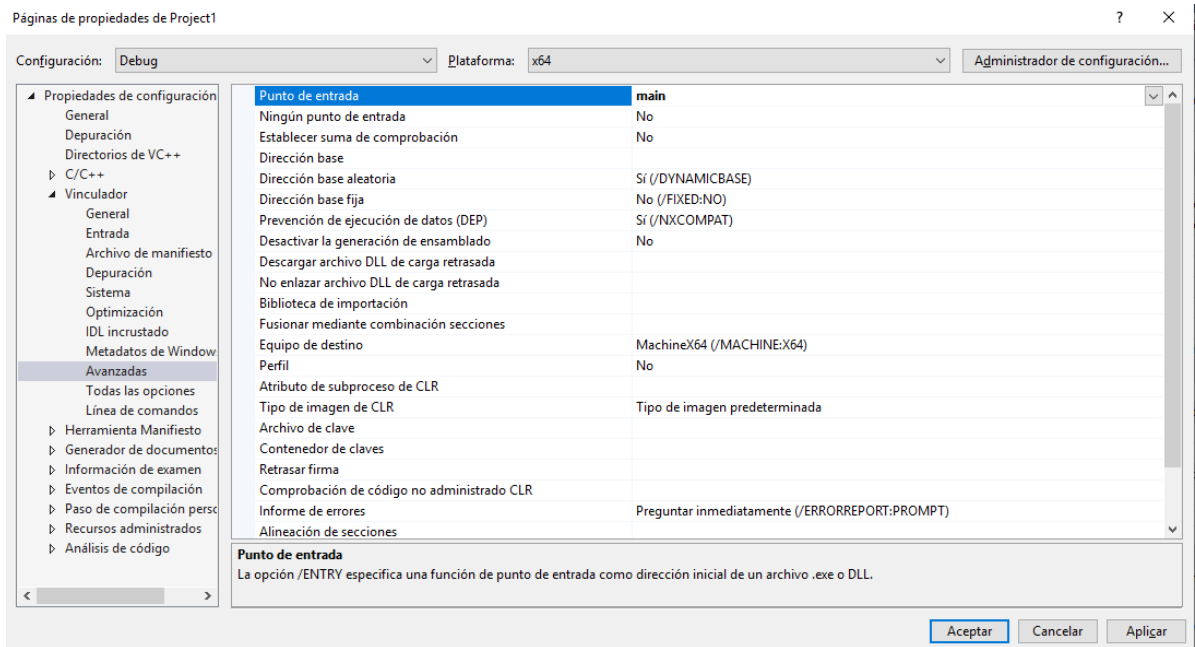


Figura 44: Asignación del punto de entrada del vinculador.

Una vez terminado el primer borrador del código es posible ejecutarlo para buscar errores en el formato de depuración, una vez que todos los errores sean corregidos y el código esté listo para convertirse en un ejecutable solo hay que compilarlo bajo el formato de *release*, se puede alternar entre estos dos formatos en la barra de herramientas de la plataforma, la figura 45 muestra la selección de ambos formatos.

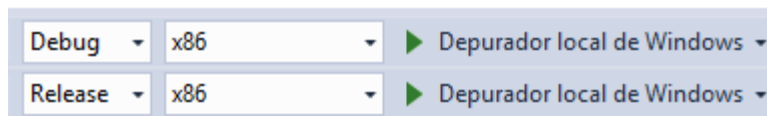


Figura 45: Depurador local de Windows en modo Debug y Release.

3.3.3.3 Diagrama de flujo de la ventana “Log In”

En la aplicación SurgForce el punto de entrada es la forma de “Log In”, En esta ventana se da la opción de ingresar a la aplicación como usuario o como administrador, el usuario debe escribir su nombre de usuario y su contraseña, al dar *click* a cualquier

botón se leerá su información en una base de datos realizada en formato SQL de la cual se podrá obtener si la combinación de usuario y contraseña es correcta, y en el caso de querer ingresar a la sección de administrador, si se posee dicho privilegio. Si cualquiera de los casos es negativo se manda un mensaje de error indicando un acceso denegado a la aplicación, la figura 46 muestra el diagrama de flujo de la forma "Log In".

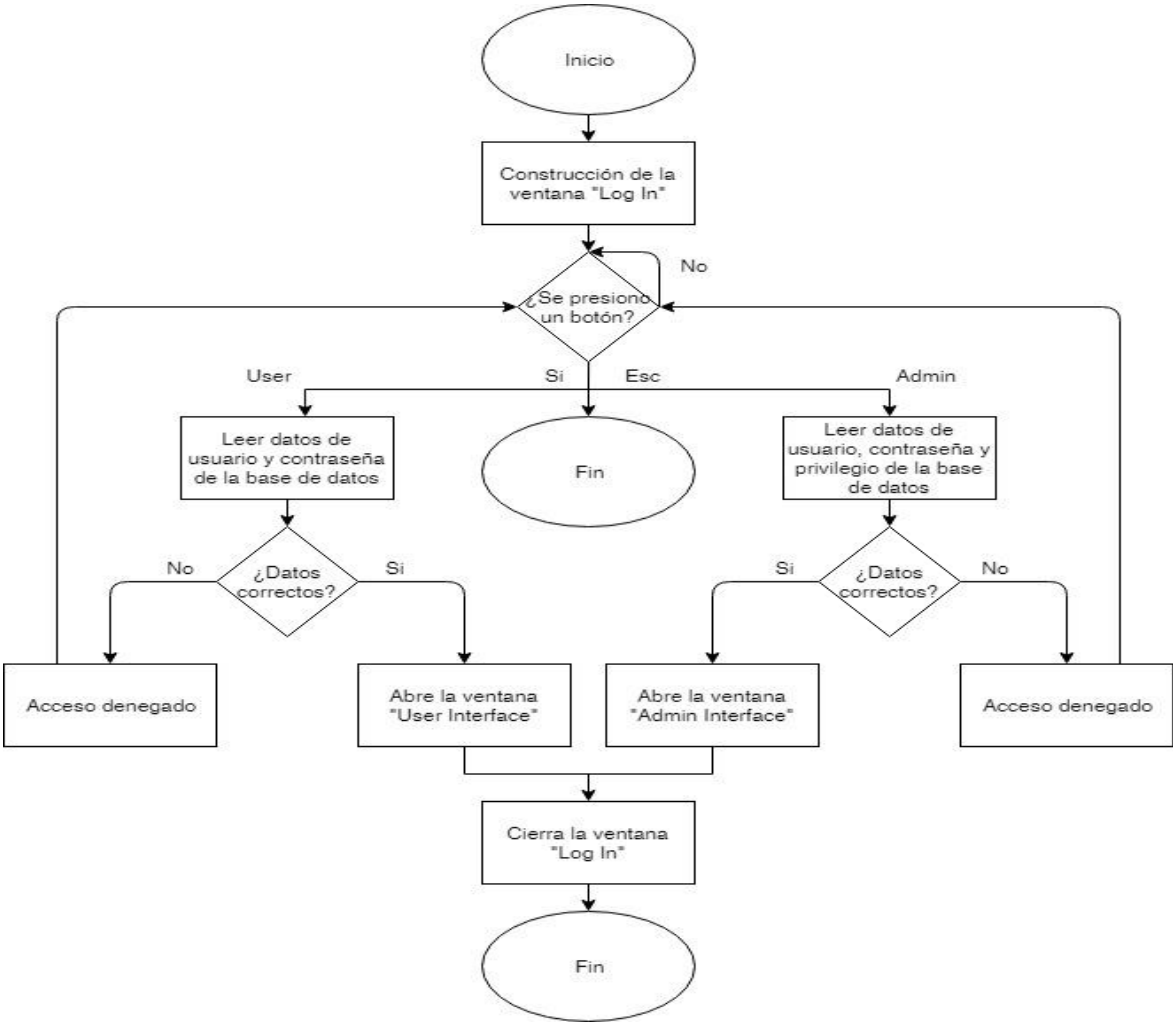


Figura 46: Diagrama de flujo de la forma "Log In".

3.3.3.4 Diagrama de flujo de la ventana “User Interface”

La forma “User Interface” es la ventana principal de la aplicación SurgForce, donde se debe seleccionar un puerto al cual conectarse. Al mismo tiempo, es posible identificar el COM asignado a la sección electrónica de SurgForce en la sección de dispositivos e impresoras, se encontrará al dispositivo bajo la categoría de “No especificado” bajo el nombre “SurgForce USB”, al revisar las propiedades del dispositivo en la sección de “hardware” indica el COM asignado como se ejemplifica en la figura 47.

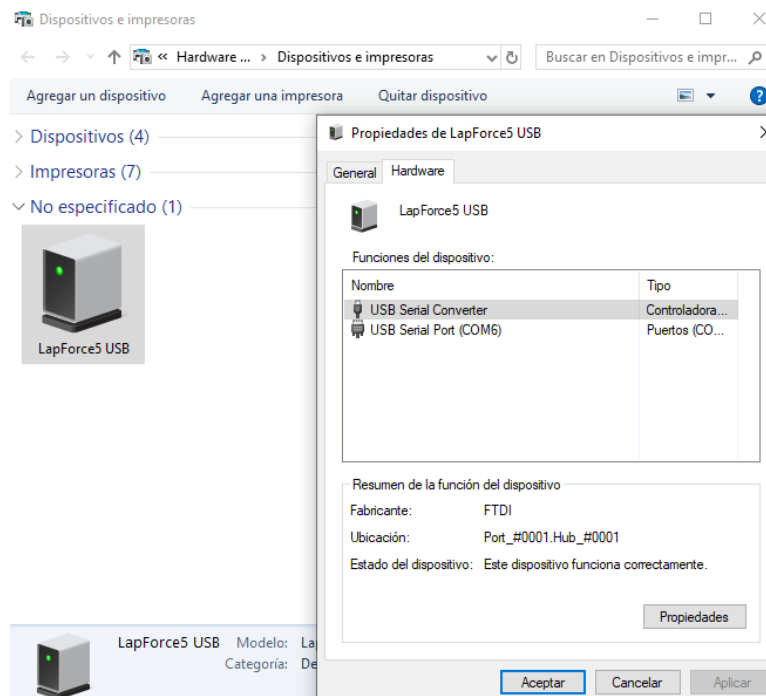


Figura 47: Visualización del COM asignado al dispositivo SurgForce USB.

Una vez seleccionado el puerto COM se debe conectar con el micro controlador, al realizar exitosamente la conexión se habilita el inicio de registro, de lo contrario se indica al usuario que debe escoger un puerto COM, al iniciar el registro se empiezan a leer las muestras del sensor, la memoria interna de la aplicación está configurada de tal manera que es posible realizar registro de hasta una hora de duración, una vez pasada la hora el registro termina automáticamente, el registro también puede ser

terminado con el botón “*End Record*” o puede ser suspendido con el botón “*Suspend Record*”, si se ha cargado un registro ya sea realizando uno nuevo o cargando uno previo con el botón “*Load Record*” se habilitan las opciones para visualizar de forma gráfica el registro y para obtener un resumen del desempeño en formato PDF para imprimir con el botón “*Print Record*”. El diagrama de flujo de la forma “*User Interface*” se muestra en la figura 48.

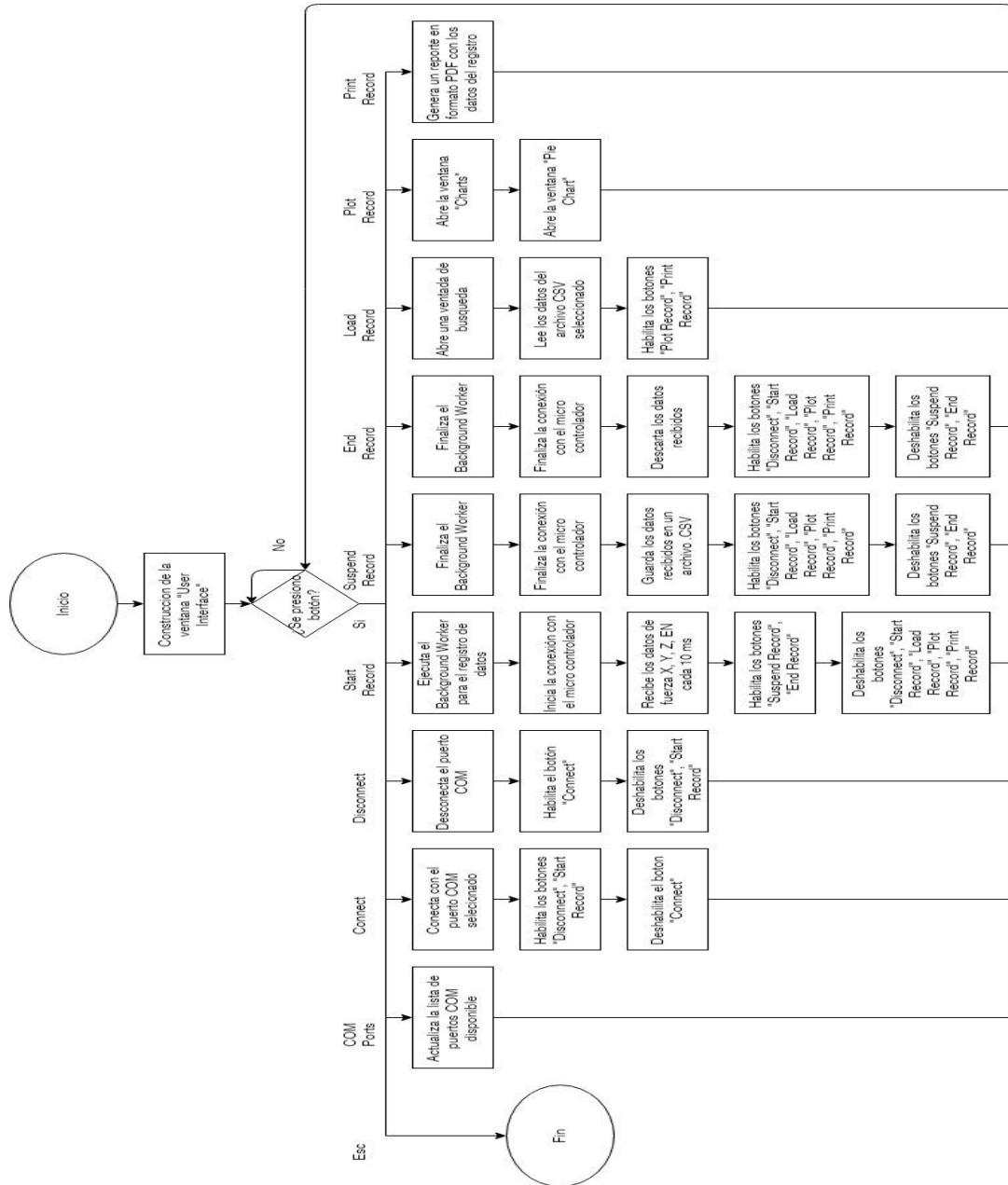


Figura 48: Diagrama de flujo de la forma "User Interface".

3.3.3.5 Diagrama de flujo de la ventana “Force Over Time”

Al presionar el botón “Plot Record” en la interfaz de usuario se generan dos ventanas nuevas, la primera es la forma “Force Over Time” la cual simplemente grafica los datos de fuerza almacenados en el registro, en una sola ventana se muestran las gráficas correspondientes a la fuerza en el eje X, eje Y, eje Z y el vector de fuerza resultante al obtener la norma euclidiana de los tres ejes, esta ventana tiene la capacidad de adecuar el tamaño de las gráficas al tamaño de la ventana con el fin de ajustarse a la mayor cantidad de resoluciones de pantalla posible, el diagrama de flujo de la forma “Force Over Time” se muestra en la figura 49.

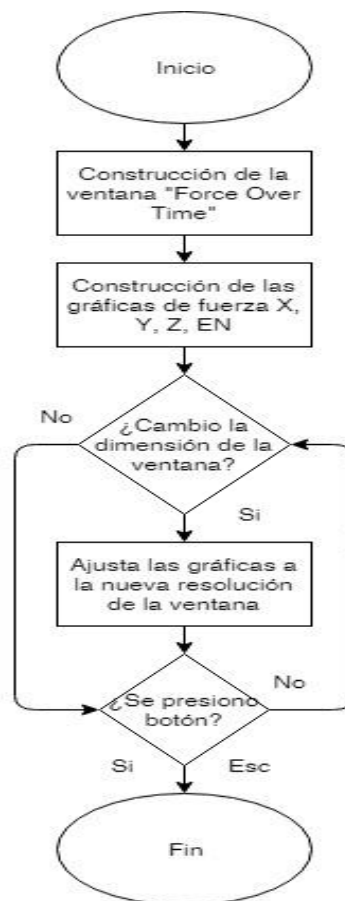


Figura 49: Diagrama de flujo de la forma "Force Over Time".

3.3.3.6 Diagrama de flujo de la ventana "Force Distribution"

La segunda ventana que se genera al graficar el registro es la forma "Force Distribution", en la cual se muestra una gráfica de pastel donde se asignan los valores de fuerza a las categorías correcto, ligeramente excesivo, excesivo, y muy excesivo; se grafica la relación porcentual entre cada una de estas categorías con respecto al total de muestras analizadas. El diagrama de flujo de la forma "Force Distribution" se muestra en la figura 50.

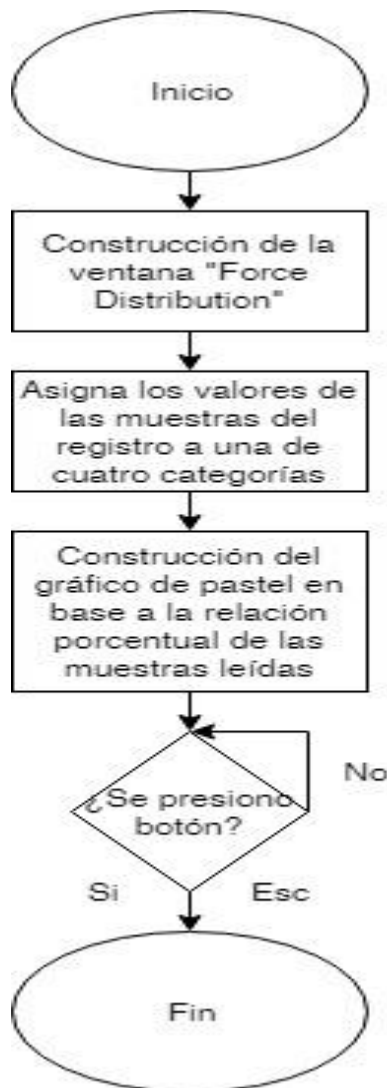


Figura 50: Diagrama de flujo de la forma "Force Distribution".

3.3.3.7 Diagrama de flujo de la ventana “Admin Internace”

Finalmente en el caso de que el usuario sea un administrador que desea realizar cambios en la base de datos, al ingresar a esta sección se tendrá un formulario para recolectar información básica del usuario como es el nombre, género, edad, e institución, un menú desplegable permite visualizar los distintos grupos de control que se planean tener para estudios futuros y todos los miembros pertenecientes a ese grupo, al seleccionar un miembro su información aparece en el formulario, si se desea actualizar esta información solo es necesario reescribir el dato que se quiere actualizar tras seleccionar al miembro y presionar el botón “Upadate User”, en el caso de un nuevo usuario hay que llenar manualmente el formulario y presionar “Add User”, si el nombre de usuario no es repetido, se completará con éxito la acción, de lo contrario se indicará que este debe cambiarse para no generar problemas en la base de datos. Por último si se desea remover un usuario de la base de datos de SurgForce basta con seleccionarlo y posteriormente presionar el botón “Delete User”, la figura 51 muestra el diagrama de flujo de la forma “Admin Interface”.

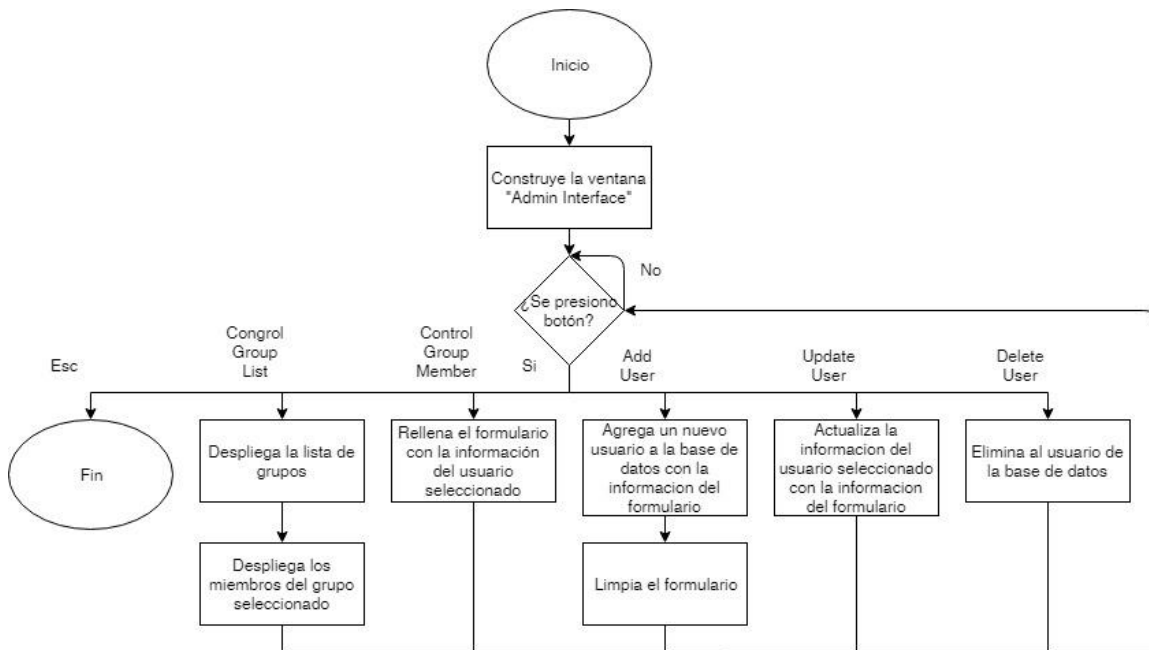


Figura 51: Diagrama de flujo de la forma "Admin Interface".

Capítulo 4: Pruebas y resultados

Esta sección muestra los resultados del código ejecutable realizado. Explica la metodología que se siguió para realizar las pruebas experimentales del sistema mostrando algunos de los registros gráficos obtenidos con el evaluador desarrollado y expondrá los datos obtenidos de analizar los registros de la fuerza en la tarea de sutura con nudo intracorpóreo realizada por cirujanos y residentes de medicina.

4.1 Prototipo del sistema de adquisición y aplicación de SurgForce

Este apartado tiene como objetivo mostrar el hardware y software de la aplicación SurgForce desarrollado bajo la descripción del capítulo 3, presentando el sistema de adquisición en su versión prototipo y muestras la apariencia final de la aplicación para computadora.

4.1.1 Sistema electrónico de adquisición de datos SurgForce

El sistema electrónico de SurgForce fue implementado primeramente en una tabla de prototipos usando un microcontralador de encapsulado DIL y adaptadores SSOP a DIL para el conversor de nivel y TTL-UART, usando la tarjeta de evaluación del MMA8451 de la compañía *Adafruit Industries*, la figura 52 muestra el sistema electrónico de SurgForce montado en la tableta de prototipos. El diagrama esquemático del circuito de SurgForce se muestra en el anexo C.

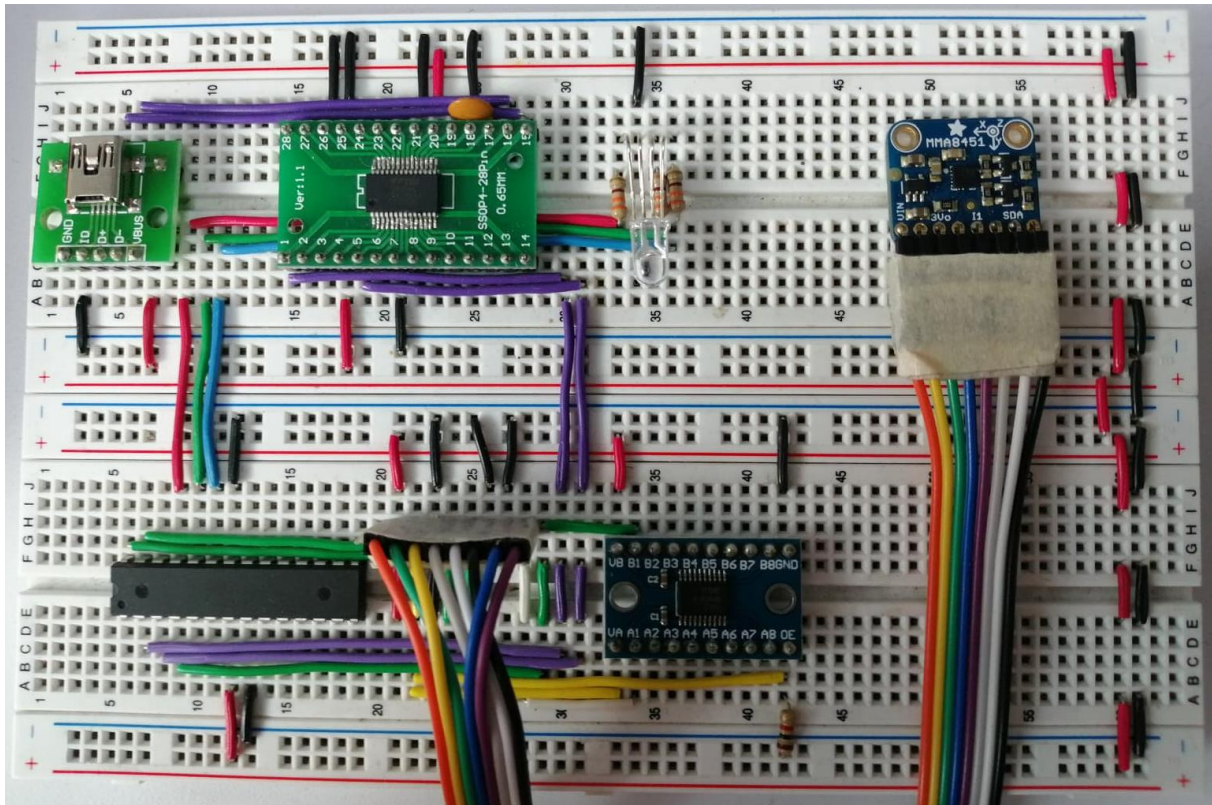


Figura 52: Sistema de adquisición SurgForce en tabla de prototipos.

Una vez verificado el funcionamiento básico del circuito propuesto en la tabla de prototipos se procedió a diseñar una tarjeta de uso específico para la aplicación para usos futuros, las figura 53 y 54 muestran el PCB principal de la aplicación y el PCB que contiene al MMA8451Q en sus vistas frontales y posteriores respectivamente.

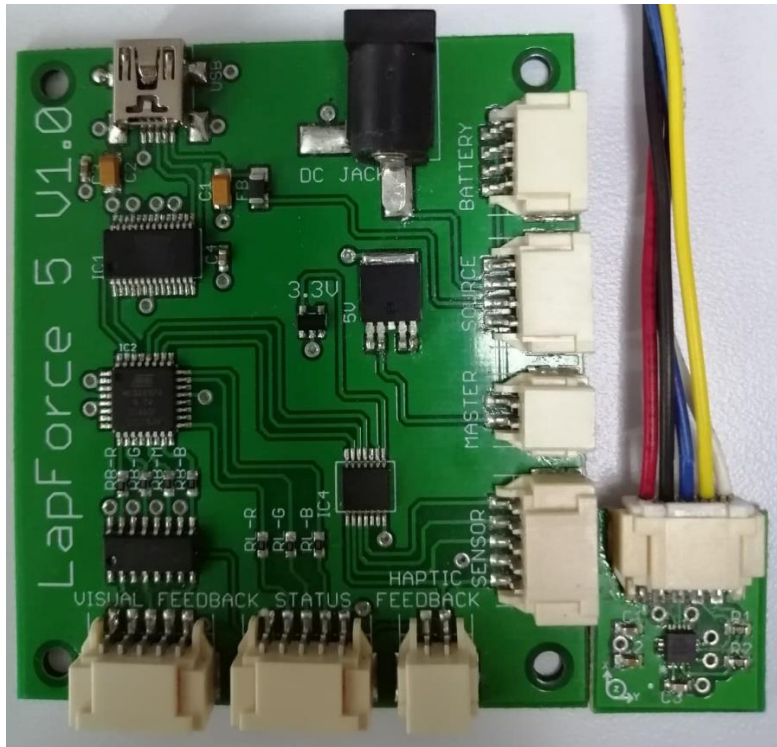


Figura 53: Vista frontal del PCB del sistema SurgForce y el MMA8451Q.



Figura 54: Vista posterior del PCB del sistema SurgForce y el MMA8451Q.

4.1.2 Aplicación ejecutable para computadora de SurgForce

La aplicación generada se almacena en el disco duro C:/ bajo la carpeta SurgForce la cual contiene dos carpetas, una con los registros realizados y otra con los archivos de la aplicación. Se generó un acceso directo para poder acceder fácilmente a la aplicación. El logo de esta aplicación SurgForce se muestra en la figura 55.



Figura 55: Acceso directo de la aplicación SurgForce.

Al iniciar la aplicación se inicia una pantalla de comandos de fondo y la ventana de *Log In*, en la cual la contraseña queda oculta al escribirse como se muestra en la figura 56.

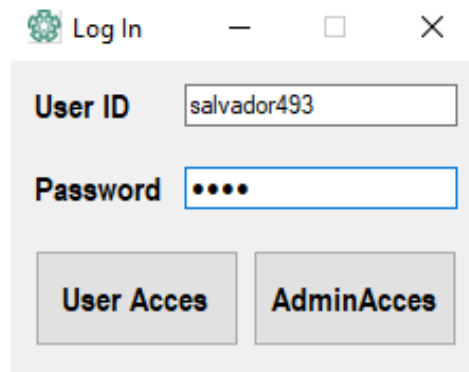


Figura 56: Ventana Log In de la aplicación SurgForce.

La Interfaz de administrador es únicamente accesible por aquellos que estén registrados como administradores, al acceder a ésta se puede monitorear la información de los usuarios registrados y realizarles modificaciones de ser necesario, la interfaz de administrador se muestra en la figura 57.

Administrator Interface

First Name: Salvador
Middle Name: Montoya
Last Name: Alvarez
Age: 24
Institution: CINVESTAV
Sessions: 29
User Name: Salvador493
Password: Nora

Gender:
 Male Female

Privilege:
 User Admin

Grade:
 Student MIR4
 MIR1 MIR5
 MIR2 General Practitioner
 MIR3 General Surgeon

Control Group:
 No Feedback Haptic Feedback
 Visual Feedback Mixed Feedback

Add User Update User Delete User

Administrators
Salvador Montoya Alvarez
Fernando Perez Escamirosa

Members in Group: 2

Figura 57: Interfaz de administrador de la aplicación SurgForce.

Cualquier persona registrada en la base de datos puede acceder a la interfaz de usuario al hacer uso de su identificador, esta información es necesaria dado que se utiliza para administrar los registros generados. La interfaz de usuario con un registro cargado se muestra en la figura 58.

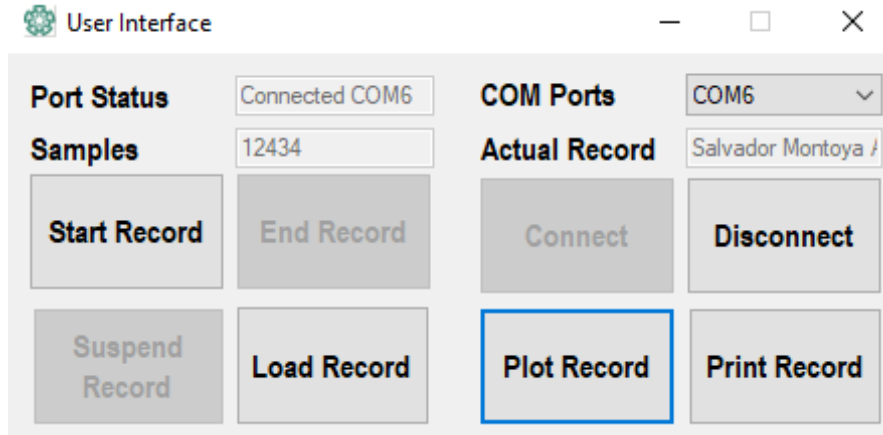


Figura 58: Interfaz de usuario de la aplicación SurgForce.

Las gráficas se realizan a partir de los valores de las muestras de los registros tomando en consideración un intervalo constante entre cada muestra de 10 ms , las figuras 59 y 60 muestran las gráficas de pastel y cartesianas respectivamente.

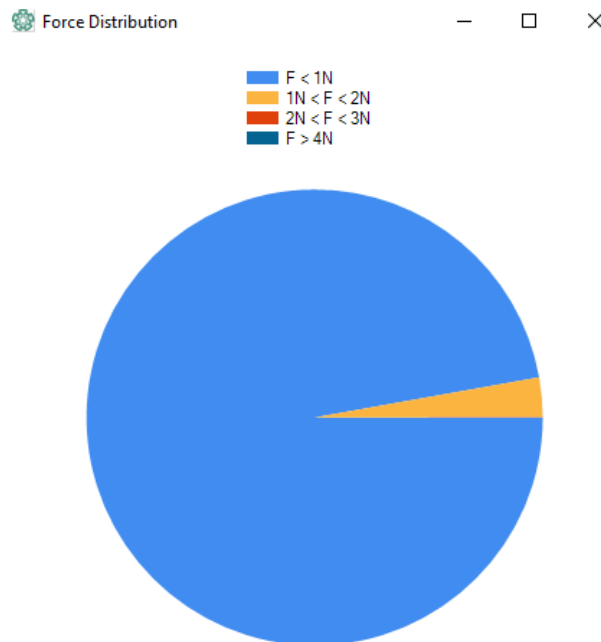


Figura 59: Gráfica de la distribución de fuerza en la norma euclidiana.

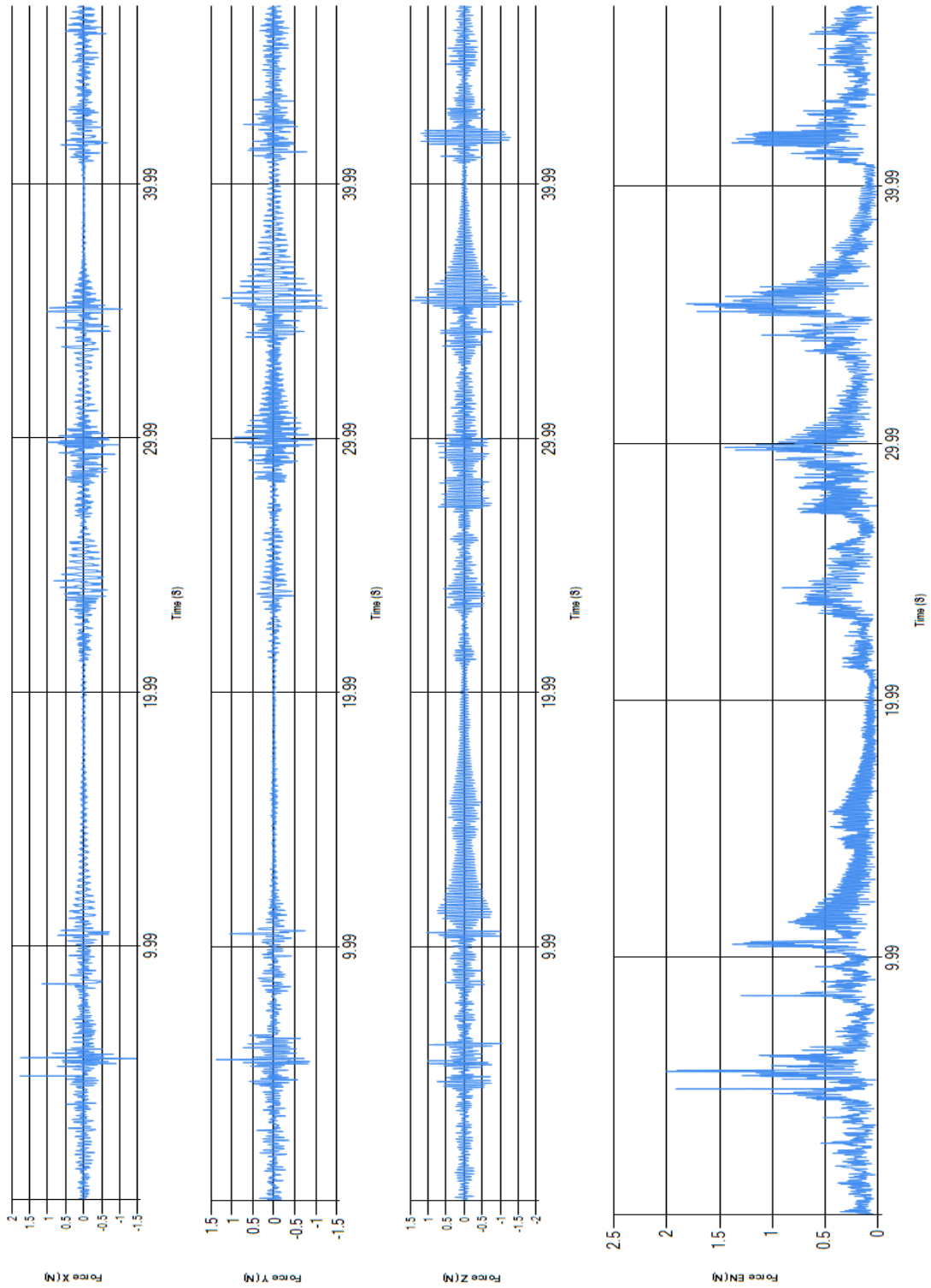


Figura 60: Gráfica cartesiana de la fuerza en los ejes X, Y, Z y su norma euclidiana.

Al crearse la versión PDF del registro se tienen dos hojas, una que incluye las gráficas ya presentadas y una hoja con una breve descripción del proyecto, así como los datos personales del usuario junto con algunos datos correspondientes a la prueba, como se puede observar en la figura 61.

LapForce5 Version 1 Prototype.

Lapforce5 is a tissue handling training device.

LapForce5 is a project from:
CINVESTAV - Bioelectronica - Laboratorio 5.

Lead by:
Phd. Arturo Minor Martinez.
Phd. Fernando Perez Escamirosa.

Developed by:
Eng. Salvador Montoya Alvarez.



First Name: Salvador

Middle Name: Montoya

Last Name: Alvarez

Gender: Male

Age: 24

Institution: CINVESTAV

Grade: Student

Session: 17

Date: 24-05-2019

Time: 01.34.31 a. m.

Task Time: 35.24 seconds

Force Distribution:

Correct: 97.44%

Slightly Excessive :2.56%

Excessive :0%

Highly Excessive :0%

Figura 61:Reporte de datos sobre el registro entregado por SurgForce.

4.2 Pruebas piloto, resultados iniciales y ajustes.

Este apartado expone las pruebas que se realizaron con el fin de verificar el correcto funcionamiento del sistema SurgForce al integrar *hardware* y *software*, describiendo las condiciones bajo las que se realizaron las pruebas, los problemas que se presentaron, las medidas que se tomaron para solucionarlos y los detalles notados al realizarse la primera prueba de campo del sistema.

4.2.1 Pruebas sobre transmisión de datos

El sistema está configurado de tal forma que se deben obtener 100 muestras por segundo, para lograr que esto se cumpla se debe realizar un procesamiento en tiempo real, el factor de mayor peso en este propósito fue la velocidad de transmisión, ya que la computadora posee mayor capacidad de almacenamiento y procesamiento que el micro controlador los datos se transfieren de un dispositivo a otro, para minimizar el espacio ocupado por el PCB se procuró hacer transmisión en tiempo real para evitar emplear una memoria externa.

Las primeras pruebas de comunicación entre *hardware* y *software* se realizaron con la velocidad de transmisión típica de 9600 *bauds*, esto presentó el problema de que el contador de muestras no entregó la cantidad esperada, en una prueba cronometrada, de 12 000 muestras que se esperaban en una prueba de 2 minutos se recibían alrededor de 5 000. Al analizar la tasa de transferencia el problema resulto evidente, se debían transmitir 4 valores, compuestos de 5 caracteres cada uno, cada carácter se compone de 8 bits, lo que significa que se deben transmitir 160 bits en un tiempo mucho menor a 10 *ms*, ya que no se está considerando el tiempo que tarda el micro controlador en hacer las operaciones con punto flotante. Se actualizó la tasa de transferencia a 250 000 *bauds*, con la cual teóricamente el proceso de transmisión de los valores de fuerza registrados toma menos de 1 *ms*, se corroboró el funcionamiento

de este cambio al realizar de nuevo pruebas cronometradas de 2 minutos, con la nueva configuración se obtenían las 12 000 muestras que se esperaban.

4.2.2 Pruebas sobre ruido

Con el fin de establecer el umbral a partir del cual una muestra se considera como información válida se probaron los cambios generados en el umbral de ruido del sistema por el procesamiento de ensamblaje del mismo. Para verificar el nivel de ruido en Newtons se realizaron registros de 5 minutos de duración con el sistema en estado de reposo, las pruebas se realizaron en las instalaciones del Laboratorio 5 de la sección de Bioelectronica del Centro de Investigaciones y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional (CINVESTAV). Se realizó un registro diario para verificar que no hubiera variaciones en el umbral de ruido. Las mediciones de todos los ejes en estado de reposo se encontraron oscilando entre $\pm 40 \text{ mN}$, con la norma euclidiana oscilando en el orden de los 40 mN . Con base en esta información se decidió colocar el umbral de validez en los 80 mN para asegurar que todos los valores tienen al menos una relación señal a ruido de 3 dB . La figura 62 muestra la gráfica de una prueba de umbral de ruido del sistema.

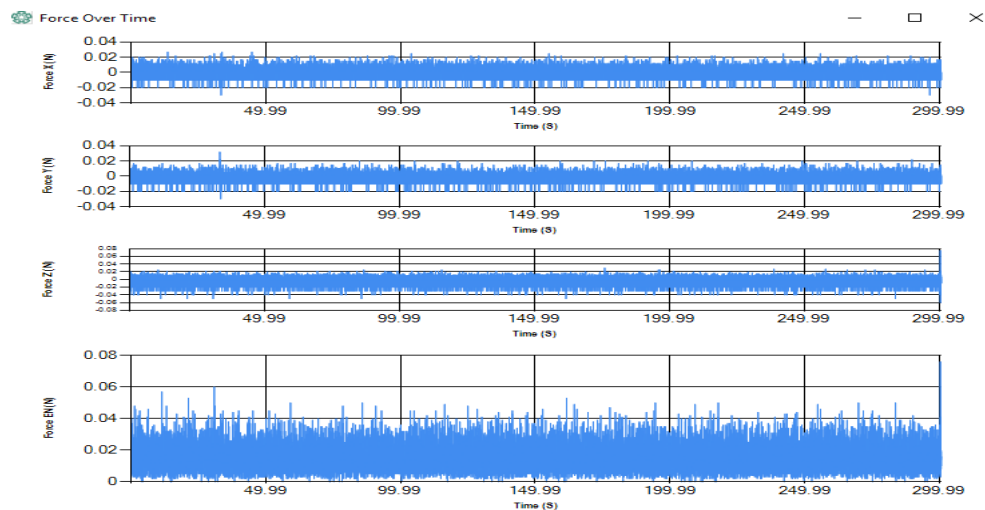


Figura 62: Gráfica de la medición de ruido del sistema.

4.2.3 Primeras pruebas experimentales

Durante la primera prueba de campo el procedimiento experimental no estaba perfeccionado. Se les solicitó a los participantes que realizaran un nudo sobre el tejido sintético mediante un entrenador laparoscópico de tipo caja. Esto generó que la técnica de la sutura variara, la cual algunos residentes realizaron la sutura con la técnica de dos puntos mientras que otros realizaron un solo punto, además de esto se observó que a los residentes que se les informó previamente del propósito del experimento tuvieron un mejor desempeño al momento de realizar la tarea, lo cual sugiere una predisposición a cuidar el tejido una vez que se sabe que es lo que se está monitoreando. Los resultados de esta prueba fueron descartados y se empleó la información adquirida para corregir detalles en el procedimiento experimental de las pruebas posteriores.

4.3 Procedimiento experimental

Se invitó a participar a residentes de la licenciatura de médico cirujano de la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Autónoma de México (UNAM), comentando que la prueba a realizar se emplearía para un estudio sobre el desarrollo de habilidades requeridas en cirugía laparoscópica mediante el uso de un entrenador de caja y el sistema desarrollado, sin revelar el propósito particular del mismo.

Se le solicitó a los participantes que realizaran el proceso de sutura mediante la técnica de nudo intracorpóreo con introducción de la aguja a un punto, la aguja se colocó en el tejido sintético para facilitar la toma de la misma, debido a que no interesa el tiempo de preparación para este estudio, la prueba daba inicio una vez que el participante reportara que estaba listo para iniciar la sutura, y esta terminaba una vez que el participante reportara que había completado el nudo intracorpóreo. No se implementó un límite de tiempo para la realización de la sutura, sin embargo, algunos participantes

tenían otros compromisos por lo cual la cantidad de registros realizado por cada participante varía. La preparación del sistema previa a la prueba se presenta en la figura 63.

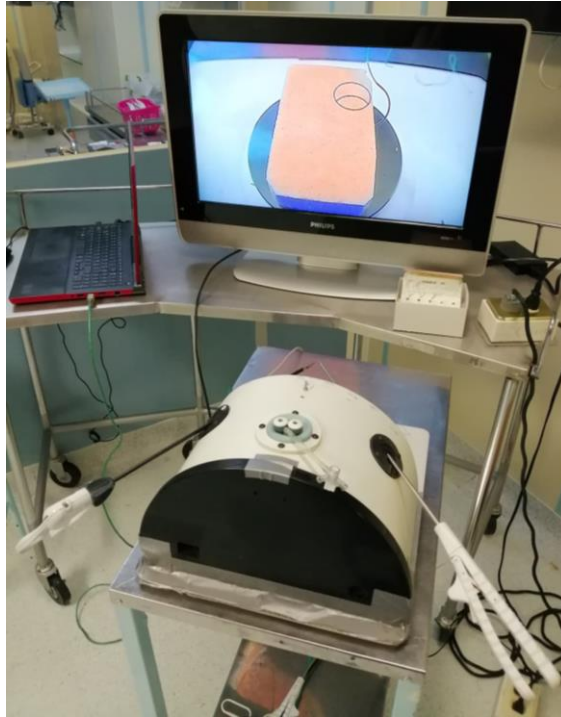


Figura 63: Preparación del sistema para la prueba.

Los registros de residentes fueron realizados en las aulas del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la UNAM, a todos los residentes se les dio una breve explicación y demostración de la técnica de nudo intracorpóreo, y se les permitió decidir entre realizar la prueba con dos porta agujas o un porta agujas y una pinza laparoscópica.

Bajo las mismas condiciones se solicitó el apoyo de cirujanos pediátricos del Hospital Infantil de México Federico Gómez para el registro del grupo de control experto. Los registros de cirujanos fueron realizados en las instalaciones del Hospital infantil de

México. Se le solicitó a los cirujanos que realizaran un nudo intracorpóreo en el tejido sintético, permitiéndoles seleccionar sus herramientas de trabajo al igual que a los residentes de medicina. Una vez que se tuvieron que retirar se les explicó brevemente el propósito del evaluador desarrollado. La figura 64 muestra a un cirujano laparoscópico realizando la tarea de sutura con nudo intracorpóreo en un entrenador de caja laparoscópica haciendo uso del sistema de evaluación de fuerza desarrollado.



Figura 64: Cirujano pediátrico realizando la tarea de sutura.

4.4 Resultados

Los registros obtenidos permiten realizar la comparación visual de un registro de novato contra uno de experto, los registros de los cirujanos tienden a mostrar un pico

de fuerza al inicio de la prueba en el orden de 1 N , debido al ingreso de la aguja en el tejido simulado y posteriormente sus movimiento generan fuerzas en el orden de 0.5 N con pocos o ningún pico similar al inicial, en el caso de los residentes se puede ver que el pico inicial al inicio de la prueba puede llegar hasta los 2 N con fuerzas posteriores en un orden similar al de los cirujanos, sin embargo, en el caso de los residentes es común ver múltiples picos de magnitud superior a 1 N durante toda la prueba.

Para el caso de aquellos menos experimentados, se puede observar ocasiones en las que pierden el agarre de la aguja, generando picos de fuerza de gran magnitud, en el orden de los 4 a 10 N , lo cual es peligroso para tejidos delicados como las arterias. La figura 65 muestra un caso donde sucedió una pérdida de la aguja casi al final de la prueba.

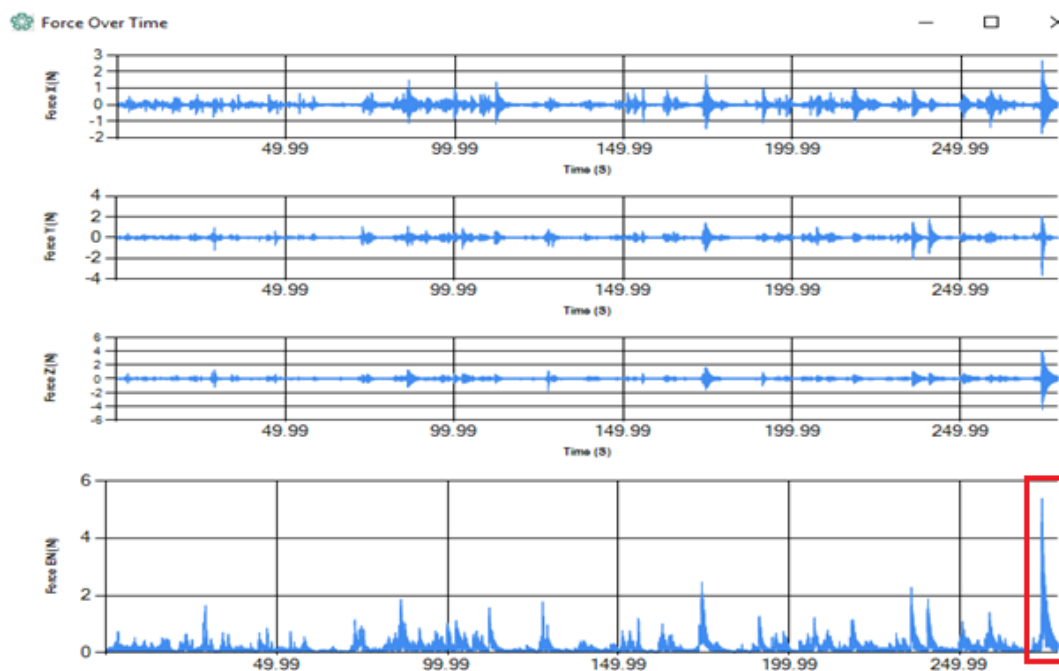


Figura 65: Registro afectado por una pérdida de la aguja, la magnitud de la fuerza supera los 4 N .

4.4.1 Métricas

Para evaluar el desempeño de los participantes y tratar de diferenciar un grupo de otro se propusieron siete métricas obtenidas de la señal euclidiana del registro de fuerza, el análisis fue hecho mediante un programa realizado en la misma plataforma y lenguaje que la aplicación SurgForce. A continuación, se describe cada una de las métricas analizadas.

4.4.1.1 Tiempo de tarea

El tiempo total que duró la prueba, que se consigue al leer el número de muestras que contiene el registro y multiplicarlo por el periodo de muestreo empleado de 10 ms. Se indica el tiempo requerido por el participante terminar un nudo intracorpóreo en el entrenador de caja laparoscópico.

$$t = nT$$

4.4.1.2 Momento lineal

El momento lineal describe el movimiento de un cuerpo, siendo la tasa de cambio de este igual a la fuerza neta ejercida sobre el cuerpo, este puede obtenerse al integrar la señal de fuerza, esta unidad se mide en $\frac{kg\ m}{s}$. La integral de una señal discreta es definida como la suma del valor de cada una de las muestras.

$$P = \sum_{i=0}^{n-1} F(i)$$

4.4.1.3 Fuerza máxima

Es el valor máximo que alcanza la fuerza en el registro del participante, para esta métrica se discriminó aquellos valores superiores a 4 N debido a que se fuerza de tal magnitud únicamente se presentaron en los casos donde se soltaba la aguja.

$$F_{max} = \max[F(n)]$$

4.4.1.4 Energía de la fuerza

La energía del vector de fuerza conformado por las muestras del registro, en general se considera a la señal de energía como el trabajo realizado, donde las unidades de esta métrica son las unidades de la señal que se está analizando al cuadrado sobre segundo, siendo este caso particular $\frac{N^2}{s}$.

$$E_F = \sum_{i=0}^{n-1} |F(i)|^2$$

4.4.1.5 Jerk

El *jerk* se define como la derivada de la aceleración con respecto al tiempo, se ha propuesto el término de *yank* para referirse a la derivada de la fuerza con respecto al tiempo, sin embargo, no ha sido reconocido, por lo que en el caso de que se hable de cambios de fuerza con respecto al tiempo se sigue hablando del *jerk* mientras se cumpla que la masa tiene un rol de constante de proporcionalidad entre fuerza y aceleración. La derivada discreta se define como un cociente de diferencias entre la magnitud de dos muestras contiguas y el tiempo en el que estas fueron tomadas.

$$j = \sum_{i=0}^{n-2} \left| \frac{F(i) - F(i+1)}{t(i) - t(i+1)} \right|$$

4.4.1.6 Media aritmética

También conocida comúnmente como “promedio”, la media aritmética, representa la magnitud que tendrían las muestras si siendo todas iguales el resultado de su suma fuera el mismo que tienen de forma natural.

$$\mu = \frac{1}{n} \sum_{i=0}^{n-1} F(i)$$

4.4.1.7 Muestras superiores a un umbral.

En el caso ideal los registros de fuerza tenderían a ser cero debido a que al generar movimientos finos la fuerza de reacción sería mínima, por ello se buscó detectar que tan frecuentemente se sobrepasaban umbrales establecidos, se analizó la cantidad de muestras que sobrepasaban los umbrales 1, 2 y 3 N.

4.4.2 Registros de cirujanos

Cuatro cirujanos con experiencia en cirugía laparoscópica participaron en la prueba experimental del evaluador SurgForce, generando 4 registros para analizar, los registros realizados por cirujanos tienden a mostrar un bajo tiempo para completar la tarea, en promedio no mayor a 100 s, los valores de momento lineal y *jerk* son relativamente bajos como es de esperarse del caso ideal, de la misma manera no suelen sobrepasar el umbral de 1 N frecuentemente y en la mayoría de los casos no

se sobrepasa el de 2 N, el umbral de 3 N nunca fue superado por uno de ellos. La tabla 2 muestra los datos recolectados de los registros realizados por los cirujanos que participaron en la prueba experimental. La figura 66 muestra las gráficas correspondientes al cirujano #4.

Tabla 2: Métricas obtenidas de los registros de cirujanos.

Cirujano	Tiempo [s]	Momento $[\frac{kg \cdot m}{s}]$	Máximo [N]	Energía $[\frac{N^2}{s}]$	Jerk $[\frac{m}{s^3}]$	Media [mN]	Sobre pico 1N	Sobre pico 2N	Sobre pico 3N
1	51.01	578.51	1.80	186.70	11370	186.98	22	0	0
2	74.54	1420.33	2.95	679.77	32261.7	250.32	96	14	0
3	109.9	2102	2.16	707.38	53306.8	225.39	53	4	0
4	82.2	494.55	1.23	94.88	12192.6	147.41	2	0	0
Promedio	79.41	1148.84	2.03	417.18	27282.77	202.52	43.25	4.75	0
Desviación estándar	21.02	658.70	0.62	278.46	17197.16	39.00	35.46	5.72	0

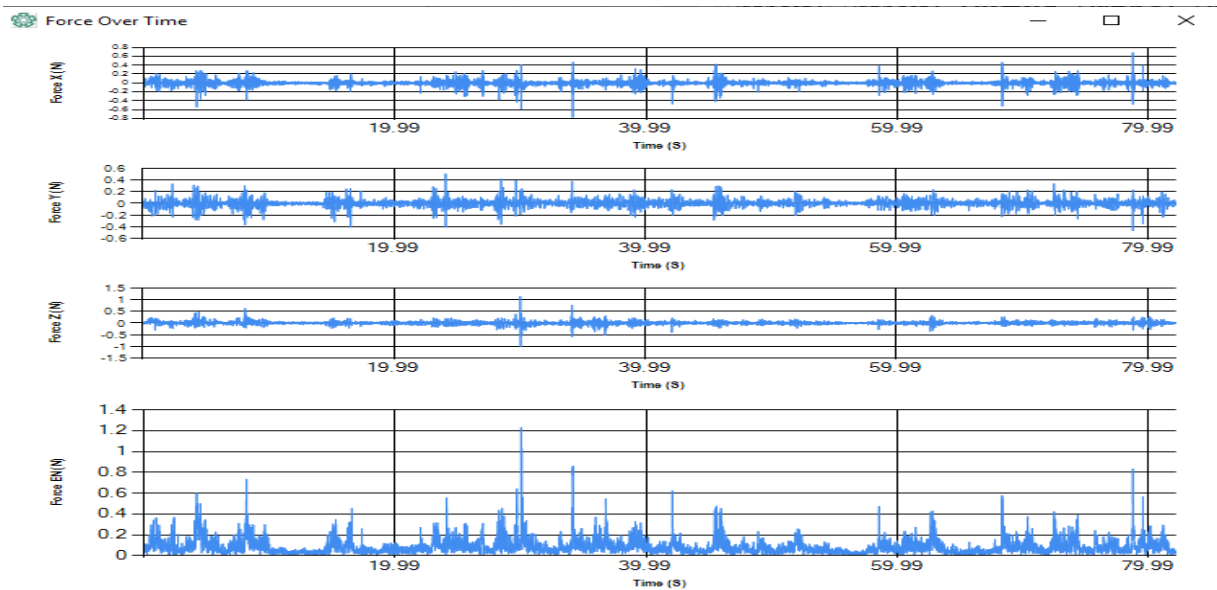


Figura 66: Registro de un cirujano experto.

4.4.3 Registros de residentes

Un total de 10 residentes de medicina participaron en las pruebas experimentales del evaluador. De todos ellos, se pudieron capturar 13 registros. Estos registros muestran resultados muy variados siendo algunos capaces de acercarse a la magnitud de ciertas métricas de los cirujanos mientras que otros difieren por más del doble de su magnitud, en promedio todas las métricas muestran resultados muy elevados en comparación con la media del grupo de expertos, la única métrica que comparte un promedio similar entre ambos grupos es la media aritmética de la fuerza empleada durante la prueba. La tabla 3 muestra las métricas obtenidas de los registros realizados por los diez residentes que participaron en la prueba experimental. La figura 67 muestra las gráficas correspondientes al único registro del residente #10.

Tabla 3: Métricas obtenidas de los registros de residentes.

Residente	Tiempo [s]	Momento [$\frac{kg\ m}{s}$]	Máximo [N]	Energía [$\frac{N^2}{s}$]	Jerk [$\frac{m}{s^3}$]	Media [mN]	Sobre pico 1N	Sobre pico 2N	Sobre pico 3N
1	173.47	2270.61	2.068	730.40	57051.1	213.10	35	2	0
1	147.07	1658.01	2.007	543.79	41603.8	202.64	50	1	0
2	120.07	2635.68	2.826	1131.33	66833.8	265.4	120	7	0
2	117.32	2735.44	2.558	1249.69	67707.1	269.13	206	4	0
3	278.75	4842.87	3.988	2602.88	113647.1	252.47	308	40	18
3	200.23	2360.70	2.949	752.08	48174.7	191.32	60	8	0
4	466.86	5752.05	3.464	1717.18	136993.6	195.02	113	4	3
5	529.67	8208.52	3.421	2859.41	188605.1	218.24	197	23	4
6	245.23	3504.41	2.446	1042.90	80602.9	204.48	51	1	0
7	113.96	1551.81	2.451	608.22	34425.6	214.19	110	2	0
8	216.41	2909.07	3.712	1298.97	62069.3	219.14	121	36	8
9	488.82	7089.68	2.594	2461.43	164891.8	217.49	212	19	0
10	569.01	6184.16	3.08	2117.26	142933.4	196.62	205	29	2
Promedio	282.07	3977.15	2.89	1470.43	92733.79	219.94	137.54	13.54	2.69
Desviación estándar	162.81	2109.58	0.59	770.35	48810.37	25.04	78.93	13.58	4.98

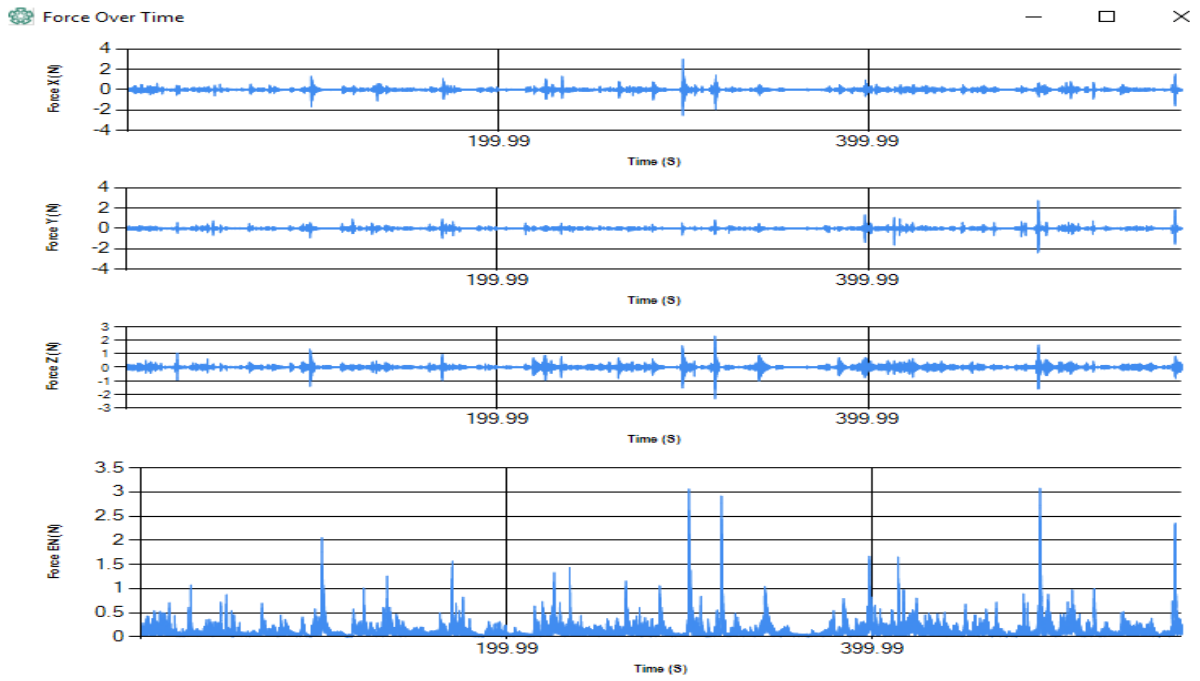


Figura 67: Registro de un residente de medicina.

Capítulo 5: discusión.

Esta sección presenta una discusión la cual presenta las dificultades que se tuvieron para el desarrollo de las pruebas experimentales, así como un primer acercamiento al análisis de resultados.

En este trabajo de Tesis de Maestría se presenta un evaluador de la fuerza dinámica para nudos de sutura laparoscópicos. El evaluador desarrollado posee las características teóricas de un rango de $\pm 19.62 N$ en cada eje, sensibilidad de $2.45 \frac{mN}{LSB}$ y umbral de ruido de $40 mN$, sin embargo ya que esta es una medición realizada de forma indirecta a través de valores de acelerometría no fue posible llevar a cabo la calibración con base en un medidor patrón comercial como lo sería un dinamómetro o una celda de fuerza, debido a que estos son diseñados generalmente para tareas de medición estática, limitando al dispositivo a la especificaciones teóricas ofrecidas por el fabricante del acelerómetro.

La aplicación SurgForce hace uso de una base de datos desarrollada en SQL en la cual se almacena la información de los usuarios, lamentablemente, al momento de escribir este trabajo no se conto con un servidor privado que almacene la base de datos y se emplea como servidor el equipo personal del autor, limitando la accesibilidad a la base datos por parte de otros equipos.

De las sesiones de registros observadas se volvió claro el desafío de la sugestión de los residentes, en caso de explicarles el propósito del evaluador se predisponen a realizar movimientos más suaves durante el proceso de sutura sesgando los resultados, sin embargo, algunos residentes, principalmente aquellos con experiencia de entrenamiento previa con otros sistemas se imaginaban que se le daría prioridad a la medición del tiempo empleado para terminar la sutura lo que los impulsaba a realizar

la sutura de forma rápida pero en la mayoría de los casos descuidando el manejo del tejido, presentando un problema de carácter psicológico para el planteamiento del protocolo experimental.

Adicionalmente en el caso de los registros con cirujanos expertos, estos aportaron información sobre la dificultad de realizar la incisión de la aguja en el tejido sintético cuando están acostumbrado a trabajar con tejido in vivo y ex vivo, ya que la rigidez del tejido sintético es superior a la de tejido vivo los cirujanos se vieron incapaces de realizar la incisión de la aguja mediante un solo punto de manera correcta durante las primeras pruebas, lo que sugiere un efecto de memoria muscular que puede afectar los registros realizados. Futuras pruebas serán realizadas para comprobar esta hipótesis.

Para el análisis de los datos se debieron tomar varias consideraciones ya que eventos importantes para una métrica pueden ser despreciables para otra, por ejemplo, el tiempo de la tarea toma en cuenta todas las muestras para calcular el tiempo, sin embargo, existen momentos de la prueba en la cual no hay interacción entre el instrumental laparoscópico y el tejido, por lo cual estas muestras deben ser descartadas durante el cálculo del momento lineal o de la energía de la señal. Para el caso de la fuerza registrada por la pérdida de la aguja, ésta se toma en cuenta durante las dos métricas antes mencionadas ya que se considera como un factor que contribuye importantemente a ambos valores, sin embargo, se descartó de la búsqueda del valor máximo de fuerza registrado ya que para este propósito el tomarla en cuenta podría ocultar el valor real ejercido por el participante.

Capítulo 6: Conclusión y trabajo a futuro.

Esta sección presenta las conclusiones a las cuales se llegó con el desarrollo de este trabajo presentando el grado al cual los objetivos planteados en el capítulo 1 fueron cumplidos, y en base a la discusión y conclusión se proponen puntos de mejora para el proyecto, referentes tanto al desempeño de *hardware* y *software* como al análisis de datos.

6.1 Conclusión

Se desarrolló un sistema de evaluación de la fuerza dinámica ejercida por el cirujano o residente de cirugía sobre un tejido sintético durante el proceso de sutura laparoscópica con nudo intracorpóreo capaz de medir la fuerza ejercida en tres ejes, el evaluador fue diseñado como una herramienta adicional para usarse con entrenadores laparoscópicos de tipo caja sin la necesidad de hacer modificaciones, de forma se puede emplear con entrenadores o simuladores ya en posesión de una institución de salud.

El sistema de evaluación se fabricó con componentes de fácil acceso lo que facilita su adquisición por parte de instituciones, hospitales e individuos interesados en el evaluador, adicionalmente el uso de componentes electrónicos de montaje superficial y el diseño compacto de la plataforma de entrenamiento permiten que el sistema sea fácilmente transportado en caso de ser necesario.

La aplicación para computadora SurgForce desarrollada para emplearse junto con el evaluador es compatible con el sistema Windows 7 o cualquier modelo superior lo que permite a usuarios con equipos que no soportan el actual Windows 10 puedan hacer uso completo del evaluador desarrollado, eliminando la necesidad de poseer un equipo de cómputo de última generación para utilizar el evaluador.

El evaluador de fuerza logró cumplir con todos los objetivos planteados en el capítulo 1 de este trabajo, además, captó el interés de residentes y profesionales durante las pruebas experimentales, recibiendo retroalimentación de los cirujanos para posibles mejoras del sistema.

6.2 Trabajo a futuro.

Si bien el sistema desarrollado fue bien recibido por los participantes del experimento y logró cumplir con los objetivos planteados en el capítulo 1, aún existen oportunidades de mejora que se pueden explorar, entre ellas se encuentran:

- Realizar una versión con comunicación inalámbrica por protocolo *bluetooth* para reducir la cantidad de elementos requeridos para usar el sistema.
- Fabricar una nueva base capaz de almacenar la masa de referencia que ocupa el sistema de forma que esta no sea visible para el usuario, mejorando la estética del dispositivo.
- Fabricar la base con materiales que puedan ser esterilizados, de forma que sea posible realizar las tareas de entrenamiento con tejido *ex vivo*.
- Explorar la posibilidad de estudiar la diferencia en efectividad de entrenar usando tejido sintético y usando tejido *ex vivo*.
- Explorar la posibilidad de alimentar un sistema de inteligencia artificial como puede ser una red neuronal con las métricas obtenidas por el evaluador para la clasificación del usuario de acuerdo a su grado de habilidad.
- Explorar la posibilidad de emplear el sistema para estudiar el desempeño en tareas de sutura abierta.
- Añadir video de la prueba para que el residente pueda ver su gráfico realizarse mientras se reproduce el video, destacando los momentos en los que se produce un exceso de fuerza.

- Estandarizar las pruebas para estudiar la diferencia en los niveles de fuerza ejercidos al usar distintas combinaciones de pinzas laparoscópicas.
- Añadir sistemas de retroalimentación en tiempo real para estudiar la posibilidad de emplear el sistema como herramienta educativa en la especialidad de cirugía.
- Añadir sistemas de *tracking* de captura/registro del movimiento de instrumentos laparoscópicos para ofrecer una evaluación del desempeño de la tarea más completa.

Referencias.

- [1] Guerrero Aguirre Jorge, Ortiz Barrón Salvador, Castillo Arriaga Rafael, Salazar Lozano Carlos. «La cirugía de invasión mínima: antecedente histórico; presente y perspectivas futuras en el ISSSTE» *Revista de Especialidades Médico Quirúrgicas Vol. 19* (2014): 375-386.
- [2] Vítolo Fabian. «Colecistectomía laparoscópica aspectos médico-legales y manejo de riesgos» *NOBLE S.A. ®*.
- [3] Horeman Tim. «Force Based Assessments of Tissue Handling Skills» (2014): 9-10.
- [4] Panait Lucian, Akkary Ehab, Bell Robert, Roberts Kurt, Dudrick Stanley, Duffy Andrew. «The Role of Haptic Feedback in Laparoscopic Simulation Training» *Journal of Surgical Research Vol 156* (2009): 312-316.
- [5] Horeman Tim, Blikkendaal Mathijs, Feng Daisy, Van Dijke Arjan, Willem Jansen Frank, Dankelman Jenny, Van Den Dobbelsesteen Jhon. «Visual Force Feedback Improves Knot Tying Security» *Journal of Surgical Education Vol 7* (2014): 133-141.
- [6] Hardon Sem, Horeman Tim, Bonjer Jaap, Meijerink Jeroen «Force-Based Learning Curve Tracking in Fundamental Laparoscopic Skill Training» *Surgical Endoscopy Vol 32* (2018): 3609-3621.
- [7] Yiannakopoulou Eugenia, Nikiteas Nikolaos, Perrea Despina, Tsigiris Christos. «Virtual reality simulators and training in laparoscopic surgery» *International Journal of Surgery Vol. 13* (2015): 60-64.
- [8] N. Steigerwald Sarah, Park Jason, M. Hardy Krista, Gillman Lawrence, S. Vergis Ashley. «The Fundamentals of Laparoscopic Surgery and LapVR evaluation metrics may not correlate with operative performance in a novice cohort» *Medical Education Online* (2015).
- [9] Platt Charles, Jansson Frederik. *Encyclopedia of electronic components Vol. 3*, Make, 2016.
- [10] Plitnik, R. George «Accelerometers» *Salem Press Encyclopedia of Science* (2013).
- [11] Muñoz Barragán Emmanuel, Minor Martínez Arturo. *Andadera inteligente enlazada a un celular basado en android para la asistencia de la marcha en adultos mayores*. CINVESTAV, 2016.
- [12] Noy Lior, Alon Uri, Friedman Jason. «Corrective jitter motion shows similar individual frequencies for the arm and the finger» *Experimental Brain Research* (2015): 1307-1320.

- [13] Y Xu, AV Terekhov, ML Latash, VM Zatsiorsky. «Forces and moments generated by the human arm: Variability and control» *Experimental Brain Research* (2012): 159-175.
- [14] Horeman Tim, P. Rodrigues Sharon, Willem Jensen Frank, Dankelman Jenny, J. Van Den Dobbelen John. «Force measurement platform for training and assessment of laparoscopic skills» *Surgical Endoscopy* (2010): 3102-3108.
- [15] Benavente Salazar Elsa. «Principios Estática - Dinámica» Universidad Nacional de Ingeniería Lima Peru (2009).
- [16] Valcarce Aldo. «Física: Dinámica, conceptos básicos y problemas» Pontificia Universidad Católica de Chile (2014).
- [17] Figueroa Casanova Maria Teresa. «Fundamentos de estática y dinámica».
- [18] Medina Dominguez Alejandro, Ovejero Sanchez Jesus. «Leyes de Newton y sus aplicaciones» Universidad de Salamanca (2011).
- [19] Amy J. Neil «Laparoscopy and laparoscopic surgery» *Salem Press Encyclopedia of Health* (2014).
- [20] H. S. Himal. «Minimally Invasive (Laparoscopic) Surgery» *Surgical Endoscopy Vol. 16* (2002): 1647-1652.
- [21] Sinigaglia Stefano, Megali Giuseppe, Toner Oliver, Pietrabissa Andrea, Dario Paolo. «Defining metrics for objective evaluation of surgical performances in laparoscopic training» *International Congress Series 1281* (2005): 509-514.
- [22] Cotin Stephane, Stylopoulos Nicholas, Ottensmeyer Mark, Neumann Paul, Rattner David, Dawson Steven. «Metrics for Laparoscopic Skills Trainers: The Weakest Link!» *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention* (2002): 35-43.
- [23] C. Vassiliou Melina, S. Feldman Liane, G. Andrew Christopher, Bergman Simon, Leffondré Karen, Stanbridge Donna, M. Fried Gerald. «A global assessment tool for evaluation of intraoperative laparoscopic skills» *The American Journal of Surgery Vol. 190* (2005): 107-113.
- [24] Sopher J. Nataniel, E.H. Scott-Coner Carol. *The SAGES manual Volume 1 Basic laparoscopy and endoscopy*. Springer, 2012.
- [25] Bridges M. Diamond. «The financial impact of teaching surgical residents in the operating room» *The American Journal of Surgery Vol. 177* (1999): 28-32.
- [26] L. Komorowski Andrzej, W. Mitus, Jerzy. Sanchez Urtado Miguel Angel, Sanchez Margallo Francisco Miguel. «Porcine Model In The Laparoscopic Liver Surgery Training» *Polish Journal of Surgery* (2015): 425-428.

- [27] Xing Ai, Bao-Jun Wang, Zhun Wu, Guo-Xi Zhang, Zheng-Hua Ju, Tao-Ping Shi, Bin Fu, Hong-Zhao Li, Xin Ma, and Xu Zhang. «New Porcine Model for Training for Laparoscopic Ureteral Reimplantation with Horn of Uterus to Mimic Enlarged Ureter» *Journal of Endourology Vol. 24* (2010)
- [28] Soper, Nathaniel & M Brunt, L & Dunnegan, Deannia & A Meininger, T. «Laparoscopic distal pancreatectomy in the porcine model». *Surgical Endoscopy*. (1994): 57-60.
- [29] M. Fried Gerald. «FLS Assessment of Competency Using Simulated Laparoscopic Tasks» *Journal of Gastrointestinal Surgery Vol 12* (2008): 210-212.
- [30] Munir Bhatti Khalid, Baig Lubna, Moyn Aly Syed «Lap Mentor-based assessment of laparoscopic surgical skills: a validation study» *Journal of Surgical Simulation* (2018): 8-23.
- [31] L Panait, JM Larios, RA Brenes, TT Fancher, MS Ajemian, SJ Dudrick, JA Sanchez. «Surgical Skills Assessment of Applicants to General Surgery Residency» *Journal of Surgical Research* (2011).
- [32] M Overtom Evelien, Horeman Tim, Willem Jansen Frank, Dankelman Jenny, W R Schreuder Henk. «Haptic Feedback, Force Feedback, and Force Sensing in Simulation Training for Laparoscopy: A Systematic Overview» *Journal of Surgical Education* (2018).
- [33] Horeman Tim, P. Rodrigues Sharon, J. Van Den Dobbelen John, Willem Jansen Frank, Dankelman Jenny. «Visual force feedback in laparoscopic training» *Surgical Endoscopy Vol. 26* (2012): 242-248.
- [34] Smit Daan, Spruit Edward, Dankelman Jenny, Tuijthof Gabrielle, Hamming Jaao, Horeman Tim. «Improving training of laparoscopic tissue manipulation skills using various visual force feedback types» *Surgical Endoscopy* (2017): 299-308.
- [35] A. K. Saxena, M. E. Hollwart. «Essentials of Pediatric Endoscopic Surgery» Springer (2009): 51-58.
- [36] Prasad Raghu, Manivannan Muniyandi, Manoharan Govindan, S.M. Chandromohan. «Objective assessment of laparoscopic force and psychomotor skills in a novel virtual reality based haptic simulator» *Journal of Surgical Education* (2016).
- [37] C. J. Alleblas Chantal, P. H. Vleugels Michel, F. P. J. Coppus Sjors, E. Nieboer Theodoor. «The effects of laparoscopic graspers with enhanced haptic feedback on applied forces: a randomized comparison with conventional graspers» *Surgical Endoscopy Vol. 31* (2017): 5411-5417.
- [38] LapSIM. Surgical Science. s.f. <https://surgicalscience.com/systems/lapsim/>. 25 de 11 de 2018.

- [39] háptica. «Efficient rigid body motion tracking with applications to human psychomotor performance assessment» Power Point Presentation. 2005.
- [40] Philips Semiconductor. «I2C Manual» Application Note. 2003.
- [41] Cypress. «An Introduction to Universal Serial Bus 2.0» Application Note. 2017.
- [42] Vincent T. van Hees, Lukas Gorzelniak, Emmanuel Carlos Dean Leo, Martin Eder, Marcelo Pias, Salman Taherian, Ulf Ekelund, Frida Renstro, Paul W. Franks, Alexander Horsch, Søren Brage «Separating Movement and Gravity Components in an Acceleration Signal and Implications for the Assessment of Human Daily Physical Activity» PLOS ONE Volume 8, Issue 4 (2013).
- [43] <https://www.microchip.com/mplab/avr-support/atmel-studio-7>.
- [44] Freescale Semiconductor «How Many Bits Are Enough? The Trade-off Between High Resolution and Low Power Using Oversampling Modes» Application Note. 2010.
- [45] <https://visualstudio.microsoft.com/es/downloads/>

Anexo A. Protocolo de comunicación I2C.

A.1 Terminología y funcionamiento general del protocolo I2C

Para entender este protocolo es necesario definir los términos recurrentemente empleados en su funcionamiento:

- SDA: Línea de transmisión de datos, su acrónimo viene de sus siglas en inglés “*Serial Data*”
- SCL: Línea de reloj para los dispositivos, su acrónimo viene de “*Serial Clock*”
- Maestro: Dispositivo encargado de iniciar y terminar la transferencia de datos, asimismo es el encargado de generar la señal de reloj para la línea SCL.
- Esclavo: Dispositivo indexado por el maestro.
- Transmisor: Dispositivo que coloca datos en el bus.
- Receptor: Dispositivo que lee datos del bus.
- Resistor de *pull up*: Resistencia encargada de asegurar que el nivel de la línea tenga un nivel alto fijo en el caso de que ningún dispositivo este ocupando el bus de comunicación.
- Colector abierto: Tipo de estructura de salida de un circuito integrado, esta topología permite al circuito integrado anclar el bus de comunicación a cierto nivel, generalmente tierra, o liberarlo para permitir que este sea levantado por una resistencia de *pull up*, la arquitectura de esta salida puede observarse en la figura 68.

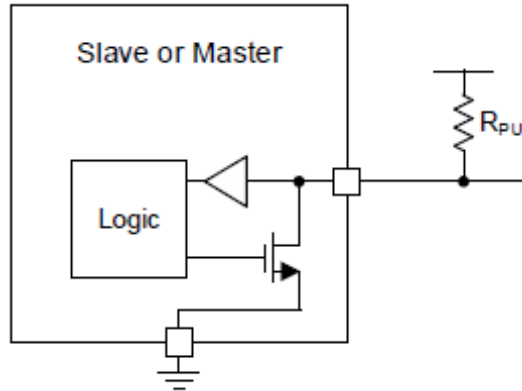


Figura 68: Estructura interna de un dispositivo de colector abierto.

La comunicación mediante I2C se lleva a cabo bajo la dirección de uno o más dispositivos de control, llamados maestros, que seleccionan un dispositivo dentro del bus, denominado esclavo, con el cual requieren comunicarse. Tanto el maestro como el esclavo pueden tomar los roles de transmisor o receptor según sea la acción que se esté llevando a cabo (lectura o escritura), en cualquier caso el dispositivo transmisor envía su información mediante la línea SDA a la frecuencia determinada por la línea SCL, ambas líneas deben tener un nivel lógico alto definido por lo cual se conectan a una línea de voltaje mediante resistores de *pull up*, el valor de estos resistores típicamente se encuentra en el intervalo de $2\text{ k}\Omega$ a $10\text{ k}\Omega$, sin embargo en caso de ser necesario es posible calcular el valor ideal de los resistores siguiendo la nota de aplicación SLVA689.

Para iniciar la comunicación I2C el bus debe estar en reposo, esta condición se refiere a que ambas líneas del bus se encuentran en nivel alto después de una condición de paro, de acuerdo a la nota de aplicación SLVA704 el procedimiento general para llevar a cabo una transferencia de datos por I2C es el siguiente:

- En caso de que el maestro requiera enviar datos al esclavo.
 1. El maestro transmisor envía una condición de inicio y la dirección del esclavo receptor.

2. El maestro transmisor envía los datos al esclavo receptor.
 3. El maestro transmisor termina la transferencia con una condición de paro.
- En caso de que el maestro requiera recibir datos del esclavo.
 1. El maestro receptor envía una condición de inicio y la dirección del esclavo transmisor
 2. El maestro receptor envía la dirección del registro de datos del cual quiere leer los datos al esclavo transmisor
 3. El maestro receptor recibe los datos del esclavo transmisor.
 4. El maestro receptor termina la transferencia con una condición de paro.

A.2 Condiciones de transmisión del protocolo I2C

La comunicación a través de I2C se define por cuatro condiciones básicas, cada una ejecutada realizando transiciones de nivel de línea definidos por el protocolo I2C y que controlan la secuencia de la transferencia de datos son las siguientes:

- Inicio (*START*): Esta condición se cumple cuando se realiza una transición de nivel alto a nivel bajo en la línea SDA mientras la línea SCL está en nivel alto y el bus se encuentra en reposo. Esta condición indica el comienzo de una transferencia de datos.
- Paro (*STOP*): Esta condición se cumple cuando se realiza una transición de nivel bajo a alto en la línea SDA mientras la línea SCL está en nivel alto. Esta condición indica el fin de una transferencia de datos.
- Inicio repetido (*Repeated START*): Esta condición se cumple bajo los mismos requisitos de nivel lógico que la condición de inicio, con la única diferencia de que esta ocurre antes de una condición de paro, es decir, el bus no está en reposo cuando se cumple esta condición. Esta condición permite al maestro iniciar una nueva transferencia sin liberar el bus de datos.

- Reconocimiento (ACK): Se dice que el dispositivo receptor reconoce la transferencia cuando al terminar de recibir el byte entero este entrega un bit de ACK, esto lo realiza al mantener la línea de SDA en nivel bajo durante el pulso de reloj consecutivo al último bit del byte enviado.
- No reconocimiento (NACK): El dispositivo receptor no reconoce la transferencia cuando al terminar de recibir el byte entero este entrega un bit de NACK, esto lo realiza al mantener la línea de SDA en nivel alto durante el pulso de reloj consecutivo al último bit del byte enviado.

La transferencia de datos es dictada por las condiciones de inicio y paro, donde los datos son enviados entre estas dos condiciones como se muestra en la figura 69.

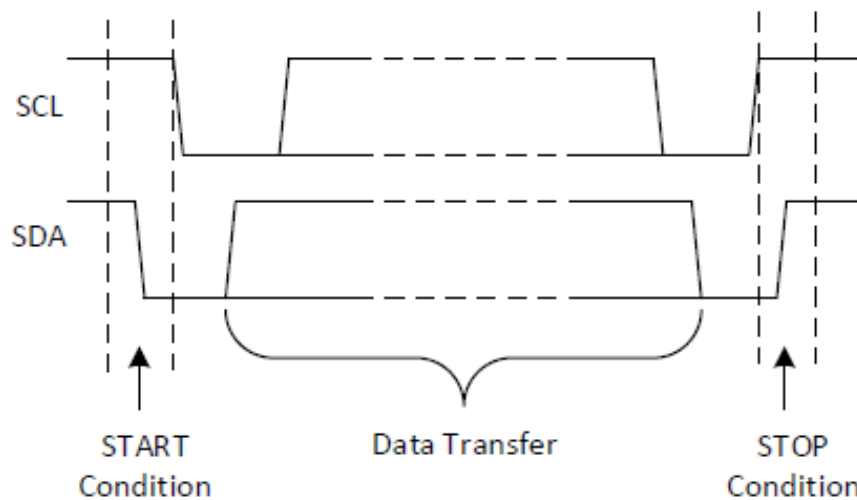


Figura 69: Transferencia de datos en el protocolo I2C.

Entre la condición de inicio y la condición de paro se pueden transferir cualquier número de bytes de datos, siempre y cuando se reciba el reconocimiento esperado del dispositivo receptor, las señales de ACK y NACK son representadas en la figura 70.

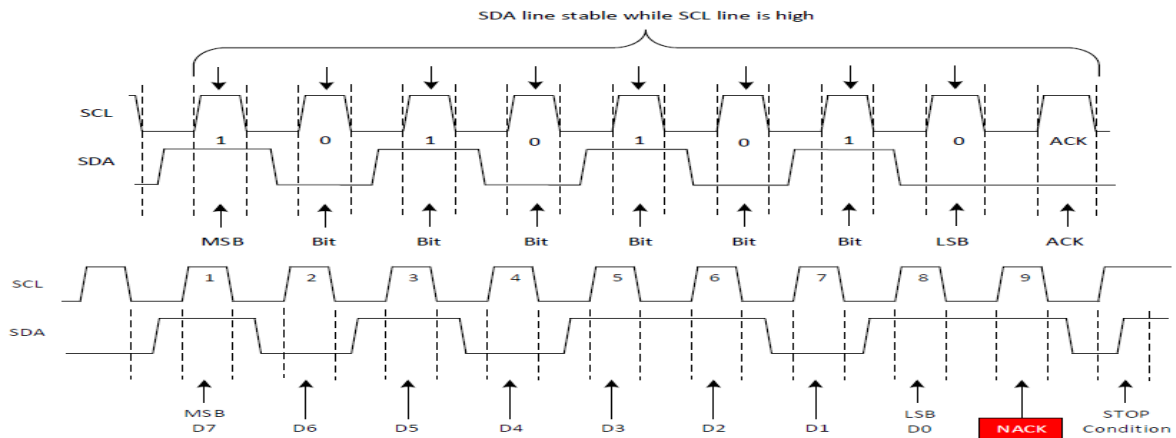


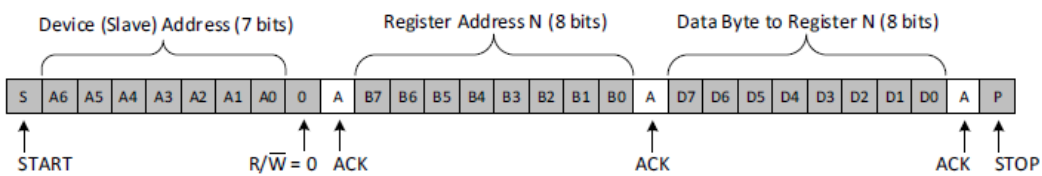
Figura 70: ACK y NACK en el paquete de datos de I2C.

A.3 Escritura y lectura de datos en el protocolo I2C

Conociendo la terminología y condiciones de la comunicación I2C es posible representar las operaciones de escritura y lectura descritas en el apartado 2.3.1.1 de forma gráfica, estos procesos son presentados en la figura 71.

- Master Controls SDA Line
- Slave Controls SDA Line

Write to One Register in a Device



Read From One Register in a Device

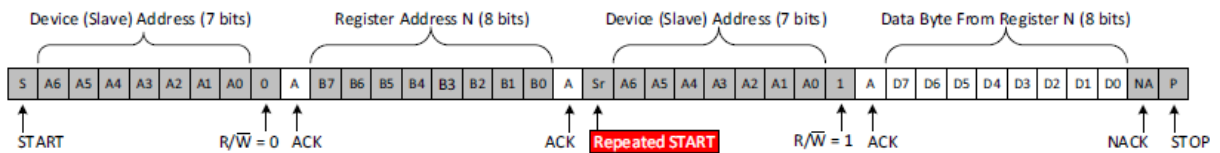


Figura 71: Proceso de escritura y lectura del protocolo I2C.

Si se desean transferir varios bits consecutivos, para el caso de escritura se solicita al esclavo incrementar automáticamente la dirección del registro indexado en la operación anterior cada que acaba una transferencia; para el caso de lectura se realiza lo mismo que en escritura y se genera un reconocimiento al esclavo transmisor cada que se requiera leer un dato extra, generando el no reconocimiento solo cuando se hayan leído todos los datos requeridos. Estructuras similares a la figura, junto con una explicación más detalla del proceso de transferencia de un dispositivo en particular, pueden ser encontradas en la sección de I2C de cualquier dispositivo que soporte este protocolo.

Anexo B. Protocolo de comunicación USB

B.1 Estructura física de un dispositivo USB

La interface física del protocolo USB se compone de los cables y conectores con los cuales el dispositivo se conecta al anfitrión, un cable de USB consiste de una cubierta aislante, debajo de la cubierta hay un blindaje externo con una trenza de cobre, y dentro del blindaje se encuentran los cables de alimentación y de transferencia de datos, por normativa siguen el siguiente código de color:

- Rojo = Alimentación del bus
- Verde = Datos hacia la entrada no inversora del amplificador diferencial
- Blanco = Datos hacia la entrada inversora del amplificador diferencial
- Negro = Tierra del bus.

Para dispositivos de alta y completa velocidad la longitud máxima del cable es de 5 *m* y requieren que los cables de datos estén en un par trenzado, mientras que para dispositivos de baja velocidad la longitud máxima es de 3 *m* pero no se requiere el par trenzado, aunque existen en el mercado extensores de cable, su uso va en contra de las especificaciones del protocolo USB. La arquitectura descrita puede apreciarse en la figura 72.

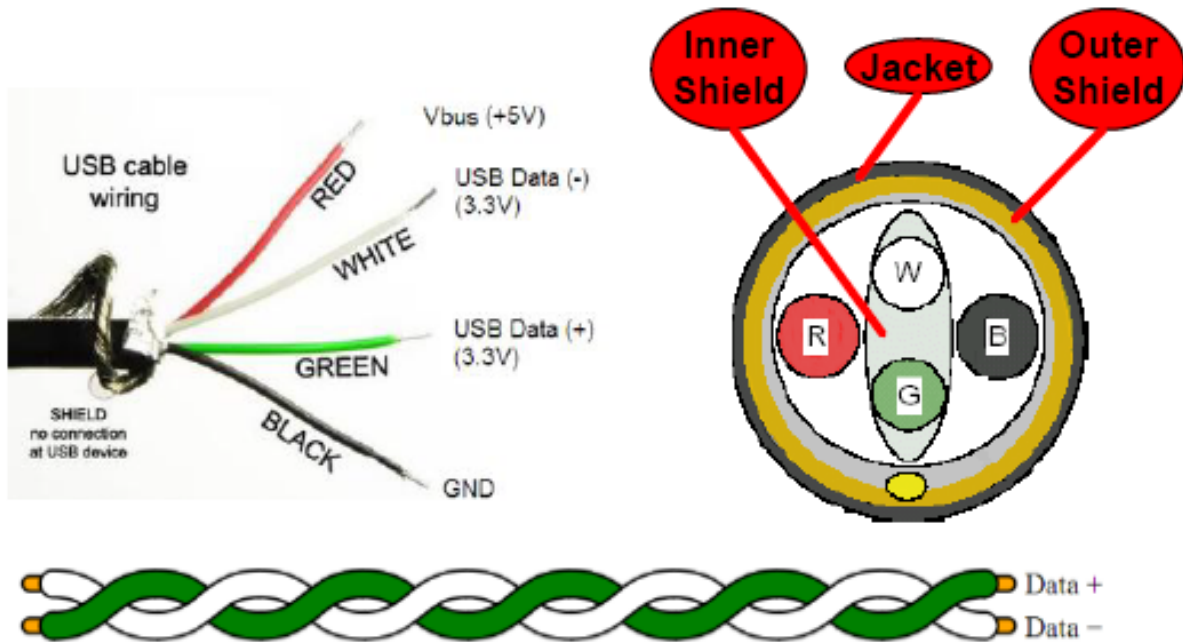


Figura 72: Estructura interna de un cable USB.

Originalmente el protocolo USB solo contaba con dos tipos de conectores, el A y B, pero posteriormente se desarrollaron los conectores micro y mini, elaborados originalmente para aplicación donde un esclavo pudiera actuar también como anfitrión, sin embargo, debido a su pequeño tamaño estos conectores fueron adoptados en sistemas electrónicos, aunque carecieran de esas características. La figura 73 muestra los tipos de conectores mencionados.

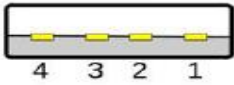

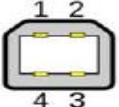

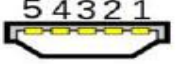

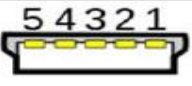

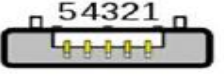

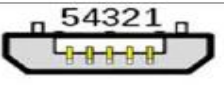

Type	Port Image	Connector Image
Type A		
Type B		
Mini-AB		
Mini-B		
Micro-AB		
Micro-B		

Figura 73: Tipos de conectores USB.

Los conectores A y B solo tienen cuatro terminales de conexión, correspondientes a los 4 cables empleados en el protocolo, mientras que los conectores micro y mini tienen una quinta terminal que sirve como identificador en aplicaciones donde el esclavo puede servir como anfitrión. Las tablas 4 y 5 indican la conexión estándar de los tipos de conectores con los cables.

Tabla 4: Conexión estándar de los conectores USB.

Terminal	Nombre	Color	Función
1	Voltaje	Rojo	+5V
2	D-	Blanco	Datos (-)
3	D+	Verde	Datos (+)
4	GND	Negro	Tierra

Tabla 5: Conexión estándar de los conectores mini USB.

Terminal	Nombre	Color	Función
1	Voltaje	Rojo	+5V
2	D-	Blanco	Datos (-)
3	D+	Verde	Datos (+)
4	ID	N/A	Identificador
5	GND	Negro	Tierra

B.2 Alimentación de un dispositivo USB

Existen dos maneras de alimentar un dispositivo USB, la primera es usando la propia alimentación que puede proporcionar el anfitrión, siendo uno de los grandes beneficios de la comunicación USB. Sin embargo, al utilizar este método de alimentación debe tenerse en consideración el consumo activo del sistema, al realizar una conexión el anfitrión solicitará al dispositivo que indique si es de alto o bajo consumo, un dispositivo de bajo consumo requiere máximo 100 mA mientras que uno de alto consumo requiere máximo 500 mA, cualquier dispositivo que consuma más de medio Ampere deberá ser alimentado de forma autosustentable. La conexión de alimentación mediante el bus se muestra en la figura 74.

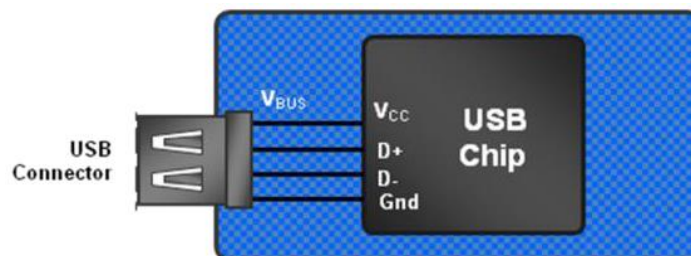


Figura 74: Alimentación de dispositivo USB mediante el voltaje del bus.

En el modo de alimentación autosustentable el dispositivo tiene su propia fuente de alimentación o batería que provee la corriente necesaria para su funcionamiento, en este tipo de alimentación es necesario remover la alimentación de las resistencias de *pull up* de las líneas D+ y D- al remover la alimentación del dispositivo para evitar un voltaje inverso que pueda afectar al anfitrión. La conexión autosustentable se muestra en la figura 75.

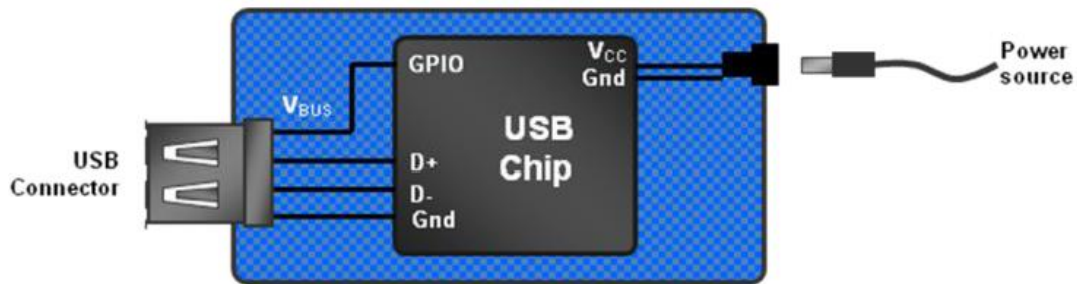


Figura 75: Alimentación autosustentable de un dispositivo USB.

Es posible realizar un híbrido de las dos conexiones, esto es común en dispositivos alimentados a base de baterías, el dispositivo es alimentado con la batería que a su vez se carga de forma continua mediante el voltaje del bus, la conexión híbrida se muestra en la figura 76.

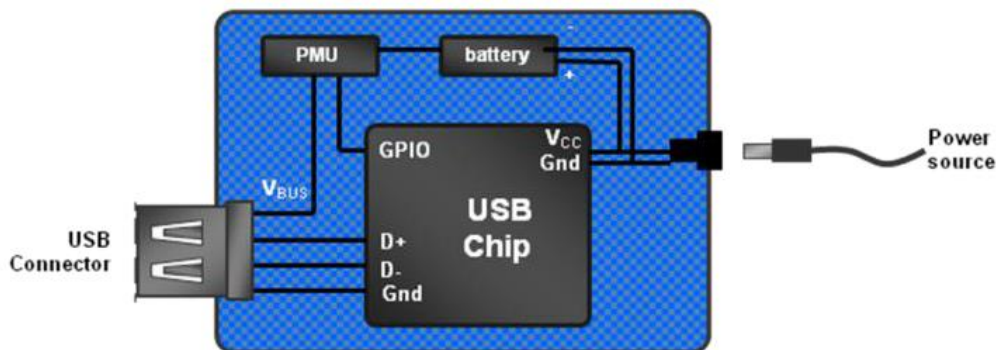


Figura 76: Alimentación híbrida de un dispositivo USB.

En cualquiera de los modos de alimentación el diseñador tiene que considerar el consumo en estado inactivo del dispositivo, un dispositivo entra en modo inactivo cuando transcurren 3 ms sin haber actividad en el bus de comunicación, para cumplir con las especificaciones del protocolo USB el dispositivo no debe consumir más de 2.5 mA cuando se entre en modo inactivo.

B.3 Velocidad del protocolo USB 2.0

El protocolo USB 2.0 maneja cuatro tasas de velocidad según el tipo de dispositivo con el que este conectando, estos dispositivos por tanto son denominados como:

- Dispositivos de baja velocidad: transmiten a 1.5 Mbps .
- Dispositivos de velocidad completa: transmiten a 12 Mbps .
- Dispositivos de alta velocidad: transmiten a 480 Mbps .
- Dispositivos de súper velocidad: transmiten a 10 Gbps .

Un anfitrión puede conectarse con todos los dispositivos que manejen velocidades iguales o menores a la que maneja el anfitrión. Las velocidades indicadas son las tasas del bus, por lo que la velocidad real de comunicación es menor debido a que esta se ve afectada por condiciones como la carga del bus y el tipo de transferencia, de este modo las velocidades máximas que se pueden lograr mediante el protocolo USB son $800\frac{\text{B}}{\text{s}}$ para baja velocidad, $1.2\frac{\text{MB}}{\text{s}}$ para velocidad completa y $53\frac{\text{MB}}{\text{s}}$ para alta velocidad.

Cuando un dispositivo USB se conecta a un anfitrión este debe determinar la velocidad del dispositivo, esto se realiza mediante resistencias de *pull up* de $1.5\text{ K}\Omega$ en las líneas de D+ o D-, si la resistencia se encuentra en la línea de D- se determina al dispositivo como uno de baja velocidad, mientras que si la resistencia

está en la línea de D+ se denomina como uno de alta velocidad como se ilustra en la figura 77.

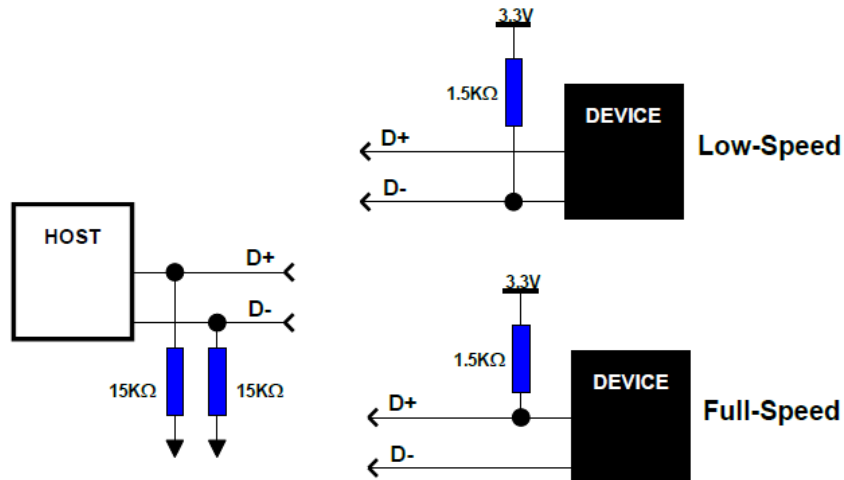


Figura 77: Detección de velocidad de un dispositivo USB.

B.4 Transferencia de datos en el protocolo USB 2.0

El protocolo USB con respecto al tiempo se puede interpretar como una serie de tramas, donde cada trama consiste de un inicio de trama (*Start of Frame - SOF*) seguida de una o más transacciones, cada transacción se compone de una serie de paquetes, un paquete es precedido de un patrón de sincronización y es terminado con un fin de paquete (*End of Packet - EOP*). Mínimamente una transacción tiene un paquete de *token*, dependiendo de la transacción puede haber uno o más paquetes de datos y puede o no haber un paquete de establecimiento de comunicación (*Handshake*). La estructura de este método de comunicación es ilustrada en la figura 78.

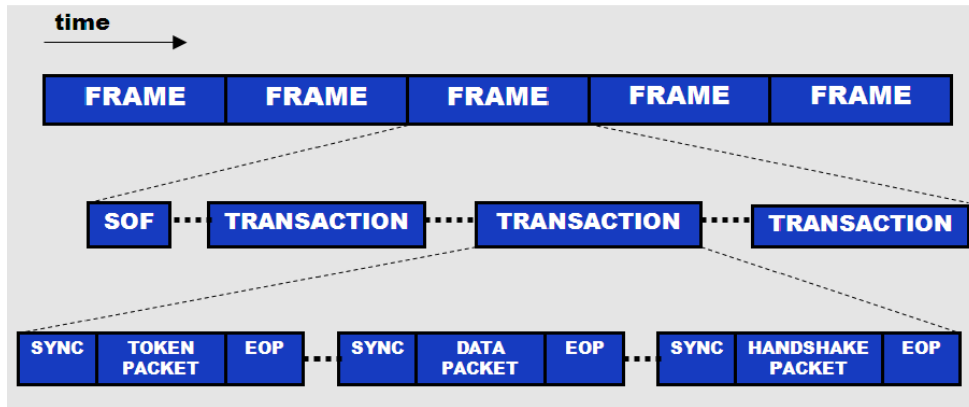


Figura 78: Transferencia de datos en el protocolo USB.

Cada paquete puede contener diferentes piezas de información dependiendo del tipo de paquete, la siguiente información puede ser encontrada en un paquete:

- Identificador del paquete: Se compone de 4 bits de tipo y 4 bits de error, declara el tipo de transacción a llevarse a cabo.
- Dirección del dispositivo (opcional): Es de máximo 7 bits, permitiendo la conexión de hasta un máximo de 127 dispositivos.
- Dirección de punto final (opcional): Es de 4 bits, lo que permite un máximo de 16 puntos finales.
- Carga útil (opcional): Puede comprender de 0 hasta 1023 bytes.
- Revisión de redundancia cíclica (Opcional): Código de verificación de error en la transferencia, puede ser de 5 o 16 bits.

La figura 79 muestra cómo se compone un paquete de información USB.

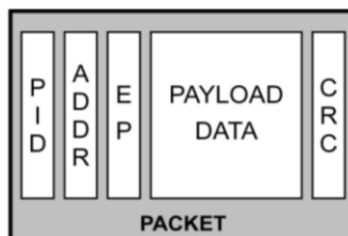


Figura 79: Estructura de un paquete del protocolo USB.

Los paquetes de *tokens* inician la transferencia de datos, identifican al dispositivo involucrado en la transferencia y siempre son enviados por el anfitrión, los paquetes de datos entregan la carga útil y pueden ser enviados por anfitrión o el dispositivo, y los paquetes de establecimiento de comunicación reconocen el recibo de datos libre de errores y son emitidos por el receptor de los datos.

Anexo C. Diagrama esquemático del sistema SurgForce

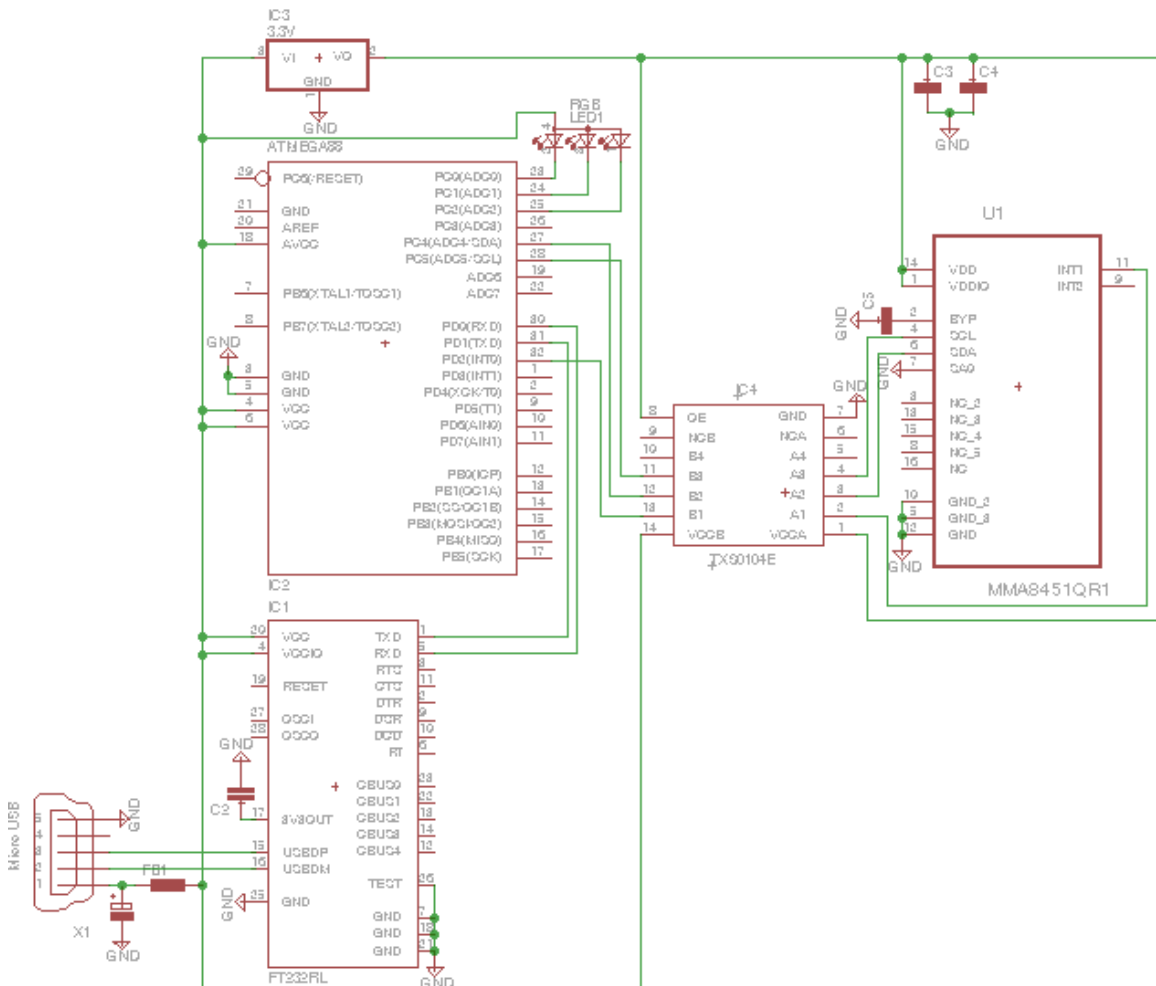


Figura 80: Diagrama esquemático del sistema SurgForce.

Anexo D. Código de micro controlador del sistema SurgForce

```
/*
 * PORTB0 = NC
 * PORTB1 = NC
 * PORTB2 = NC
 * PORTB3 = NC
 * PORTB4 = NC
 * PORTB5 = NC
 * PORTB6 = NC
 * PORTB7 = NC
 * PORTC0 = B LED
 * PORTC1 = G LED
 * PORTC2 = R LED
 * PORTC3 = NC
 * PORTC4 = SDA (Two Wire Interface Serial Data)
 * PORTC5 = SCL (Two Wire Interface Serial Clock)
 * PORTC6 = RESET
 * PORTD0 = UART RX
 * PORTD1 = UART TX
 * PORTD2 = INT0
 * PORTD3 = NC
 * PORTD4 = NC
 * PORTD5 = NC
 * PORTD6 = NC
 * PORTD7 = NC
*/

// Include Project Libraries

#include <avr/io.h> // Basic AVR library.
#include <avr/interrupt.h> // AVR interrupt library
#include <util/delay.h> // Delay library.
#include <math.h> // Math functions library.
#include <stdio.h> // int/float to char/string library.
#define F_CPU 8000000UL // System clock 8MHz.

// int type constants/variables

unsigned int Measure=0;
unsigned int Selector=0;
unsigned int Device_Signature=0; // Device signature variable.
unsigned int Full_Scale_Range=4;
int16_t Registers_Values[3]={0,0,0};

// float type global constants/variables

float Gravity_Values[3]={0,0,0}; // Gravity values for XYZ axis.
float Force_Values[4]={0,0,0,0}; // Force values for XYZ axis.
float Gravity_to_Acceleration=9.779; // Gravity to Acceleration conversion
factor for Mexico City.
float Mass=0.524; // Object mass in kilograms.

// Character type constants/variables

char String_Data[5];
```



```

char Char_Data;

// Define Device Address

#define Device_ADDRESS_WRITE 0x38
#define Device_ADDRESS_READ 0x39

// Define Device Registers

// Read only Registers
#define STATUS                0x00
#define OUT_X_MSB             0x01
#define OUT_X_LSB             0x02
#define OUT_Y_MSB             0x03
#define OUT_Y_LSB             0x04
#define OUT_Z_MSB             0x05
#define OUT_Z_LSB             0x06
#define SYSMOD                0x0B
#define INT_SOURCE            0x0C
#define WHO_AM_I              0x0D
#define PL_STATUS             0x10
#define PL_COUNT              0x12
#define PL_BF_ZCOMP           0x13
#define P_L_THS_REG           0x14
#define FF_MT_SRC             0x16
#define TRANSIENT_SRC         0x1E
#define PULSE_SRC             0x22

// Read/Write Registers
#define XYZ_DATA_CFG          0x0E
#define HP_FILTER_CUTOFF      0x0F
#define PL_CFG                0x11
#define FF_MT_CFG             0x15
#define FF_MT_THS             0x17
#define FF_MT_COUNT           0x18
#define TRANSIENT_CFG         0x1D
#define TRANSIENT_THS         0x1F
#define TRANSIENT_COUNT       0x20
#define PULSE_CFG             0x21
#define PULSE_THSX            0x23
#define PULSE_THSY            0x24
#define PULSE_THSZ            0x25
#define PULSE_TMLT            0x26
#define PULSE_LTCY            0x27
#define PULSE_WIND            0x28
#define ASLP_COUNT            0x29
#define CTRL_REG1              0x2A
#define CTRL_REG2              0x2B
#define CTRL_REG3              0x2C
#define CTRL_REG4              0x2D
#define CTRL_REG5              0x2E
#define OFF_X                  0x2F
#define OFF_Y                  0x30
#define OFF_Z                  0x31

// Define Two Wire Interface Protocol Status

// Two Wire Interface Start Status

```

```

#define TWI_Start                0x08
#define TWI_Repeated_Start      0x10

// Two Wire Interface Master Transmitter Status
#define MasterTransmitter_SlaveAddress_ACK  0x18
#define MasterTransmitter_SlaveAddress_NACK 0x20
#define MasterTransmitter_Data_ACK         0x28
#define MasterTransmitter_Data_NACK        0x30

// Two Wire Interface Master Receiver Status
#define MasterReceiver_SlaveAddress_ACK     0x40
#define MasterReceiver_SlaveAddress_NACK    0x48
#define MasterReceiver_Data_ACK            0x50
#define MasterReceiver_Data_NACK           0x58

// Micro Controller peripherals configuration

void Configure_GPIO(void) // Configure GPIO Routine.
{
    // DDRx 0 = Input.
    // DDRx 1 = Output.
    // PORTx 0 (in) = Pull Up Resistor Disabled.
    // PORTx 1 (in) = Pull Up Resistor Enabled.
    // PORTx 0 (out) = Output low.
    // PORTx 1 (out) = Output high.

    DDRB=_BV(DDB3);
    DDRC=_BV(DDC5)|_BV(DDC4)|_BV(DDC2)|_BV(DDC1)|_BV(DDC0);
    DDRD=_BV(DDD6)|_BV(DDD5)|_BV(DDD3)|_BV(DDD1)|_BV(DDD0);

    PORTB=_BV(PORTB7)|_BV(PORTB6)|_BV(PORTB5)|_BV(PORTB4)|_BV(PORTB2)|_BV(PORTB1)
|_BV(PORTB0);
    PORTC=_BV(PORTC6)|_BV(PORTC3);
    PORTD=_BV(PORTD7)|_BV(PORTD4);//|_BV(PORTD2);
}

void Configure_Two_Wire_Interface(void) // Two Wire Interface Configuration
Routine.
{
    // f(SCL)=f(CPU)/(16+2(TWBR)(Pre-Escaler).
    // 200KHZ@ 8 MHZ without pre-escaler.
    TWBR=12; // Set TWBR to 32.
    // TWSR&=~_BV(TWPS0)|~_BV(TWPS1); // Set Pre-Escaler to 1.
    TWCR=_BV(TWEN)|_BV(TWINT); // Enable Two Wire Interface.
}

void Configure_USART(void)
{
    UBRR0=3; //Baud Rate of 250K bps (9600bps) for 1MHz clock with speed x2.
    UCSR0A=_BV(U2X0); // Double transfer rate, max 1Mbps @ 8MHz.
    UCSR0B=_BV(RXEN0)|_BV(TXEN0)|_BV(RXCIE0); // USART transmitter and receiver
enabled. Interrupt enabled for completed reception.
    UCSR0C=_BV(USBS0)|_BV(UCSZ00)|_BV(UCSZ01); // 2 stop bits, 8bits frame.
}

void Configure_ExINT(void)

```

```

{
    EIMSK&=~_BV(INT0); // Disable External Interrupt 0.
    EICRA=_BV(ISC01)|_BV(ISC00); // External Interrupt 0 Triggered by
    Falling Edge.
}

// Two Wire Interface functions

void TWIStart(void)
{
    TWCR=_BV(TWINT)|_BV(TWSTA)|_BV(TWEN);
    while ((TWCR & (1<<TWINT)) == 0);
}

void TWIStop(void)
{
    TWCR=_BV(TWINT)|_BV(TWSTO)|_BV(TWEN);
}

void TWIWrite(uint8_t u8data)
{
    TWDR = u8data;
    TWCR=_BV(TWINT)|_BV(TWEN);
    while ((TWCR & (1<<TWINT)) == 0);
}

uint8_t TWIReadACK(void)
{
    TWCR=_BV(TWINT)|_BV(TWEN)|_BV(TWEA);
    while ((TWCR & (1<<TWINT)) == 0);
    return TWDR;
}

uint8_t TWIReadNACK(void)
{
    TWCR=_BV(TWINT)|_BV(TWEN);
    while ((TWCR & (1<<TWINT)) == 0);
    return TWDR;
}

uint8_t TWIGetStatus(void)
{
    uint8_t status;
    //mask status
    status = TWSR & 0xF8;
    return status;
}

// Universal Serial Asynchronous Receiver Transmitter functions

void Data_Transmitter (void)
{
    unsigned int x=0;
    unsigned int y=0;

    for(y=0; y<4; y++)
    {
        sprintf(String_Data, "%f", Force_Values[y]);
    }
}

```

```

        for(x=0; x<5; x++)
        {
            Char_Data=String_Data[x];
            while(!(UCSR0A & _BV(UDRE0)));
            UDR0=Char_Data;
        }
        while(!(UCSR0A & _BV(UDRE0)));
        UDR0=10;
    }
}
// Sensor Read/Write functions

void Configure_MMA8452_Registers(uint8_t u8addr, uint8_t u8data)
{
    TWIStart();
    if (TWIGetStatus() != TWI_Start)
        while(1);
    //select device and send A2 A1 A0 address bits
    TWIWrite(Device_ADDRESS_WRITE);
    if (TWIGetStatus() != MasterTransmitter_SlaveAddress_ACK)
        while(1); //send the rest of address
    TWIWrite(u8addr);
    if (TWIGetStatus() != MasterTransmitter_Data_ACK)
        while(1);
    //write byte to eeprom
    TWIWrite(u8data);
    if (TWIGetStatus() != MasterTransmitter_Data_ACK)
        while(1);
    TWIStop();
    TWCR=_BV(TWINT);
}

uint8_t Read_MMA8452_Registers(uint8_t u8addr/*, uint8_t *u8data */)
{
    uint8_t databyte;
    TWIStart(); // Send start condition.
    if (TWIGetStatus() != TWI_Start) // If status does not match transmitted
condition
        while(1); // Notify a communication error.
    TWIWrite(Device_ADDRESS_WRITE); // Load and send Device address with write
instruction.
    if (TWIGetStatus() != MasterTransmitter_SlaveAddress_ACK) // If status
does not match transmitted condition.
        while(1); // Notify a communication error.
    TWIWrite(u8addr); // Load and send Register address.
    if (TWIGetStatus() != MasterTransmitter_Data_ACK) // If status does not
match transmitted condition.
        while(1); // Notify a communication error.
    TWIStart(); // Send Repeated start condition.
    if (TWIGetStatus() != TWI_Repeated_Start) // If status does not match
transmitted condition.
        while(1); // Notify a communication error.
    TWIWrite(Device_ADDRESS_READ); // Load and send Device address with read
instruction.
    if (TWIGetStatus() != MasterReceiver_SlaveAddress_ACK) // If status
does not match transmitted condition.
        while(1); // Notify a communication error.
}

```

```

        databyte = TWIReadNACK(); // Save Register data into local variable.
        if (TWIGetStatus() != MasterReceiver_Data_NACK) // If status does not
match transmitted condition.
            while(1); // Notify a communication error.
        TWIStop(); // Send stop condition.
        TWCR=_BV(TWINT);
        return databyte; // Return Register data.
    }

void Process_MMA8452_Data(void) // Process Captured Data Routine.
{
    // Local variables declaration.
    uint16_t Eight_Bit_Registers[6];
    uint8_t index=0;

    // Read MMA8452 Data registers
    Eight_Bit_Registers[0]=Read_MMA8452_Registers(OUT_X_MSB);
    Eight_Bit_Registers[1]=Read_MMA8452_Registers(OUT_X_LSB);
    Eight_Bit_Registers[2]=Read_MMA8452_Registers(OUT_Y_MSB);
    Eight_Bit_Registers[3]=Read_MMA8452_Registers(OUT_Y_LSB);
    Eight_Bit_Registers[4]=Read_MMA8452_Registers(OUT_Z_MSB);
    Eight_Bit_Registers[5]=Read_MMA8452_Registers(OUT_Z_LSB);

    // Loop to calculate 12-bit ADC and g value for each axis
    for(index = 0; index < 3 ; index++)
    {
        Registers_Values[index] = (Eight_Bit_Registers[index*2] << 8) |
Eight_Bit_Registers[(index*2)+1]; //Combine the two 8 bit registers into one 14-bit
number
        Registers_Values[index] = Registers_Values[index] >> 2; //The
registers are left align, here we right align the 14-bit integer
// If the number is negative, we have to make it so manually (no 12-bit data type)
        if (Eight_Bit_Registers[index*2] > 0x7F) // If the eight bit is
set.
        {
            Registers_Values[index] = ~Registers_Values[index] + 1; //
Get complement A2
            Registers_Values[index] *= -1; // Transform into negative A2
complement
        }
    }

    for (index= 0 ; index< 3 ; index++)
    {
        Gravity_Values[index]=(float) Registers_Values[index] /
((1<<14)/(2*4)); // get actual g value, this depends on scale being set
        Force_Values[index]=Gravity_Values[index]*Gravity_to_Acceleration*Mass;
    }
    Force_Values[3]=
sqrt(pow(Force_Values[0],2)+pow(Force_Values[1],2)+pow(Force_Values[2],2));
}

// Interrupt vectors
ISR(INT0_vect)
{
    switch (Measure)

```

```

    {
        case (0):
            UCSR0B&=~_BV(RXCIE0);
            Process_MMA8452_Data();
            Data_Transmitter();
            UCSR0B|=_BV(RXCIE0);
            break;

        default:
            break;
    }
}

ISR(USART_RX_vect)
{
    Selector=UDR0;
    switch (Selector)
    {
        case ('a'):
            // Start serial transmission
            Measure=0;
            PORTC&=~_BV(PORTC1);
            PORTC|=_BV(PORTC0);
            EIMSK|=_BV(INT0);
            Configure_MMA8452_Registers(CTRL_REG1, 0x1D); //
            Configure MMA845x "Control Register 1" = Set ODR at 100Hz with low noise, enable
            active mode.

            break;

        case ('e'):
            // End serial transmission.
            Measure=4;
            PORTC&=~_BV(PORTC0);
            PORTC|=_BV(PORTC1);
            EIMSK&=~_BV(INT0);
            Configure_MMA8452_Registers(CTRL_REG1, 0x00); //
            Configure MMA845x "Control Register 1" = Set ODR at 100Hz with low noise, enable
            active mode.

            break;

        default:
            break;
    }
}

// Main program

int main(void)
{
    // Micro controller configuration
    Configure_GPIO(); // General Porpoise Inputs Outputs Configuration.
    Configure_USART(); // Universal Serial Asynchronous Receiver Transmitter
    Configuration.
    Configure_Two_Wire_Interface(); // Two Wire Interface Configuration.
    Configure_ExINT(); // External Interrupts Configuration.
    PORTC|=_BV(PORTC2); // Turn on Red indicator
    sei(); // Enable global interrupts.
}

```

```

// Verify sensor connection
while (Device_Signature != 0x1A)
{
    Device_Signature=Read_MMA8452_Registers(WHO_AM_I);    // Read Device
Signature (Should always be 0x2A).
}

//Configure Sensor Registers
Configure_MMA8452_Registers(CTRL_REG1, 0x00); // Make sure Device is in
standby.
Configure_MMA8452_Registers(XYZ_DATA_CFG, 0x11);    // Configure MMA8452
"XYZ Data Configuration" = 4g mode, High pass filtered data enabled.
Configure_MMA8452_Registers(HP_FILTER_CUTOFF, 0x03); // Configure MMA8452
"High Pass Filter Cut Off" = Cut off frequency at 0.5Hz for 100Hz ODR at normal
mode.
Configure_MMA8452_Registers(CTRL_REG2, 0x00); // Configure MMA8552 "Control
Register 2" = Configure device for normal mode.
Configure_MMA8452_Registers(CTRL_REG3, 0x02); // Configure MMA8452 "Control
Register 3" = Set INT terminals on push/pull mode and interrupts active low.
Configure_MMA8452_Registers(CTRL_REG4, 0x01); // Configure MMA8452 "Control
Register 4" = Enable data ready interrupt.
Configure_MMA8452_Registers(CTRL_REG5, 0x01); // Configure MMA8452 "Control
Register 5" = Route data ready interrupt to INT1.
PORTC&=~_BV(PORTC2);    // Turn of Red indicator.
PORTC|=_BV(PORTC1);    // Turn on Green Indicator.

while(1)    // Infinite Loop.
{
}
}

```