



UNIVERSIDAD NACIONAL AUTONOMA DE MEXICO

PROGRAMA DE MAESTRIA Y DOCTORADO EN
INGENIERÍA

Facultad de Ingeniería

Validación de un simulador para entrenamiento en cirugía de próstata

T E S I S

QUE PARA OBTENER EL GRADO DE:

MAESTRO EN INGENIERÍA

INGENIERÍA ELÉCTRICA – INSTRUMENTACIÓN

P R E S E N T A :

BARTOLOME REYES RAMÍREZ

TUTOR:

DR. FERNANDO ARÁMBULA COSÍO



2010



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas
Tesis Digitales
Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS ©
PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis esta protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

Jurado Asignado:

Presidente: **Dr. Savage Carmona Jesús**

Secretario: **Dr. Caballero Ruiz Alberto**

Vocal: **Dr. Arámbula Cosío Fernando**

1er. Suplente: **Dr. Duran Ortiz Sergio**

2do. Suplente: **Dr. Ruiz Huerta Leopoldo**

Lugar donde se desarrolló la tesis:

Laboratorio de Imágenes y Visualización.
Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico.
Universidad Nacional Autónoma de México.

TUTOR DE TESIS

Arámbula Cosío Fernando.

Firma

Dedicatoria

A mis padres...

Este trabajo es dedicado a ustedes, quienes me han dado todo en la vida sin condiciones. Gracias por estar conmigo siempre y ser mi modelo de lucha e inspiración constante. Por la educación que me han dado, la cual ha sido motivo de mi superación.

A mis hermanos...

Soledad, Cristina, Pedro, Micaela y Mario. Muchas gracias por apoyarme en todo momento. A pesar de la distancia siempre han estado conmigo y durante mucho tiempo han sido ustedes mi objeto de admiración.

Agradecimientos

Quiero agradecer a todas las personas, familiares, compañeros y amigos que me han apoyado durante todo este tiempo de reflexiones, alegrías, tristezas, pero sobre todo de enseñanza. En especial a Luz Elena, Adriana, Lucely, Elizareth, Guille, Flor, Elfis, Rous, Fátima, Gabriela, Rommel, Félix, Felipe, Jorge, Hugo y mis primos, quienes durante este tiempo me han acompañado con sus consejos y buenos deseos. Gracias por las lecciones que me han brindado y por demostrarme que esto vale la pena. En general a todos los amigos y compañeros de la maestría.

Agradezco en especial al profesor Benjamin Valera, Miguel A. Padilla y Sergio Teodoro por su gran paciencia, apoyo académico, pero en especial por su apoyo humano.

Agradezco infinitamente a Paco, Lorena y la familia Mosqueda por su gran apoyo humano y por brindarme la oportunidad de sentirme como en mi casa.

Agradezco a mi asesor, el Dr. Fernando Arámbula Cosío, quien puso su confianza en mí para realizar este proyecto tan importante, por su paciencia y por todo el tiempo que dedicó para la revisión de este trabajo. Sin duda usted es mi mejor fuente de inspiración profesional.

Agradezco a los responsables del Laboratorio de Análisis de Imágenes y Visualización del CCADET, el Dr. Jorge Márquez, el Dr. Fernando A., y Miguel A. P., gracias por sus comentarios y sugerencias durante el desarrollo de este trabajo de tesis.

Agradezco a los responsables del Laboratorio de Micromecánica y Mecatrónica del CCADET, el Dr. Leopoldo Ruiz, el Dr. Alberto Caballero. En especial a Raquel y Juan Antonio, por el diseño y construcción mecánico de la Interfaz Mecatrónica.

Agradezco al Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico, por ese gran esfuerzo por mantenerse a la vanguardia en investigación, gracias por brindarme la oportunidad de sentirme parte de esa filosofía de innovación para el bien de nuestro país.

Agradezco al Dr. Sergio Duran Ortiz por el asesorar en los aspectos clínicos y por sus comentarios y sugerencias durante la validación del simulador de RTU.

Agradezco al CONACYT por el apoyo económico que recibí durante la maestría y por la estancia de investigación que realicé en la Universidad Técnica de Munich,

Finalmente, agradezco a mi alma mater, la Universidad Nacional Autónoma de México, por ser mi fuente de conocimiento y sabiduría, a ella me debo profesionalmente y a ella espero retribuir en todo ese apoyo que me brindó.

Validación de un simulador para entrenamiento en cirugía de próstata

Índice

| Tema | Página |
|---|---------------|
| Introducción..... | I |
| 1. Antecedentes..... | 1 |
| 1.1 Cirugía asistida por computadora: Navegadores, Robots y Simuladores..... | 1 |
| 1.2 Simuladores quirúrgicos..... | 2 |
| 1.3 Glándula prostática..... | 8 |
| 1.4 Patologías de la Próstata..... | 9 |
| 1.4.1 Prostatitis..... | 9 |
| 1.4.2 Hiperplasia prostática benigna..... | 10 |
| 1.4.3 Cáncer de próstata..... | 11 |
| 1.5 La Resección Transuretral de Próstata..... | 12 |
| 1.5.1 Entrenamiento en RTU..... | 13 |
| 2. El Simulador de Resección Transuretral de la Próstata..... | 14 |
| 2.1 Justificación..... | 14 |
| 2.2 Los elementos del simulador de RTUP..... | 15 |
| 2.2.1 La interfaz mecatrónica..... | 15 |
| 2.2.2 Modelo gráfico 3D de la próstata..... | 19 |
| 2.2.2.1 Estación de cálculos..... | 19 |
| 2.2.2.2 La estación de despliegue o de gráficos..... | 22 |
| 3. Desarrollo del sistema electrónico del simulador..... | 24 |
| 3.1 Sensado Digital..... | 24 |
| 3.1.1 Sensado de los movimientos lineales..... | 24 |
| 3.1.1.1 Movimiento de la camisa del resectoscopio..... | 24 |
| 3.1.1.2 Movimiento de la manija del asa de resección..... | 25 |
| 3.1.2 Sensado de los movimientos rotacionales..... | 26 |
| 3.2 Adquisición de las señales..... | 33 |
| 3.2.1. Control de Interfase entre codificador y contador de cuadraturas..... | 33 |
| 3.2.2. Control de Interfase entre Contador de cuadraturas y microcontrolador..... | 33 |
| 3.3 Procesamiento de los datos..... | 34 |
| 3.3.1 Codificadores ópticos..... | 34 |
| 3.3.2 Traslación de la camisa del resectoscopio..... | 35 |
| 3.3.3 Traslación de la manija de la asa de resección..... | 37 |
| 3.3.4 Lectura de los codificadores ópticos angulares..... | 37 |
| 3.3.5 Control y procesamiento de datos del PIC..... | 39 |
| 3.4 Sistema de comunicaciones..... | 39 |
| 3.5 Implementación del sistema..... | 44 |
| 4. Pruebas metrológicas y validación médica..... | 46 |
| 4.1 Pruebas metrológicas..... | 46 |
| 4.1.1 Pruebas de posición..... | 46 |
| 4.2 Evaluación médica..... | 51 |
| 4.2.1 Graficación de los resultados..... | 51 |
| 4.2.2 Cuantificación..... | 59 |

| | |
|---|----|
| 5. Conclusiones..... | 66 |
| 5.1 Trabajo a futuro..... | 67 |
| 6. Apéndices..... | 68 |
| A. Diagramas esquemáticos del sistema electrónico..... | 68 |
| B. Cuestionario de Validación del simulador de RTU..... | 73 |
| 7. Bibliografía..... | 77 |

Introducción

Los avances que ha tenido el campo de la tecnología de la información y, dentro del mismo, la informática y la electrónica han permitido el comienzo de la investigación y desarrollo de simuladores para el entrenamiento de especialistas. Uno de las principales aplicaciones de estos avances es la creación de Simuladores Quirúrgicos. Este tipo de simuladores se caracteriza por lo siguiente: La enseñanza y entrenamiento de habilidades médicas, la planeación de procedimientos quirúrgicos y la asistencia médica durante y después de la cirugía, es por ello que en esta tesis se describe los detalles de implementación de una herramienta mecatrónica para un simulador de cirugía de próstata así como la validación del simulador de RTU por médicos especialistas, desarrollada en el Laboratorio de Análisis de Imágenes y Visualización del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico de la UNAM.

En este trabajo de tesis se reportan diferentes puntos, a saber, la instrumentación con sensores digitales para el sensado de los movimientos de la herramienta mecánica, el registro y control de las señales sensadas para calcular la posición real de la herramienta a cada instante que dure la simulación para, finalmente, enviar la información a través del sistema de comunicaciones diseñado durante este trabajo para actualizar la información en el modelo gráfico en 3D realizado en el mismo laboratorio.

En el capítulo uno se describen los fundamentos teóricos abordando temas de anatomía de la próstata, simuladores quirúrgicos y tratamiento de la HBP; así como la importancia de los simuladores de aprendizaje en medicina.

En el capítulo dos se describe la interfaz gráfica en 3D del simulador de Resección Transuretral de la Próstata (RTU), así como los componentes que conforman el sistema electrónico del simulador.

En el capítulo tres se reportan los métodos de implementación del sistema electrónico como lo es el sensado, adquisición y procesamiento de señales, comunicación y la placa del circuito impreso.

El capítulo cuatro se reporta las pruebas metrológicas y validación médica y finalmente se presentan conclusiones y trabajos a futuro.

Capítulo 1

Antecedentes

1.1 Cirugía asistida por computadora: Navegadores, Robots y Simuladores.

Los sistemas de Cirugía Asistida por Computadora (CAS) son herramientas para guiar al médico en las intervenciones, utilizando tanto señales como imágenes. Con esto se logra una mayor exactitud en la localización de zonas dañadas.

Dos grandes ventajas se puede lograr con la cirugía asistida por computadora. Antes de comenzar la operación, el cirujano puede reconstruir la imagen tomada de la zona a operar y reconstruirla en 3D para estudiarla más a fondo y así obtener información de la región vecina a operar. Durante la operación el cirujano puede comparar la información reconstruida de la computadora con la realista y así poder orientarse y tener la seguridad de que la operación será óptima (Ludwig A., et. al., 1990).

En la figura 1.1 se muestra los principales componentes de un proceso de cirugía asistida por computadora.

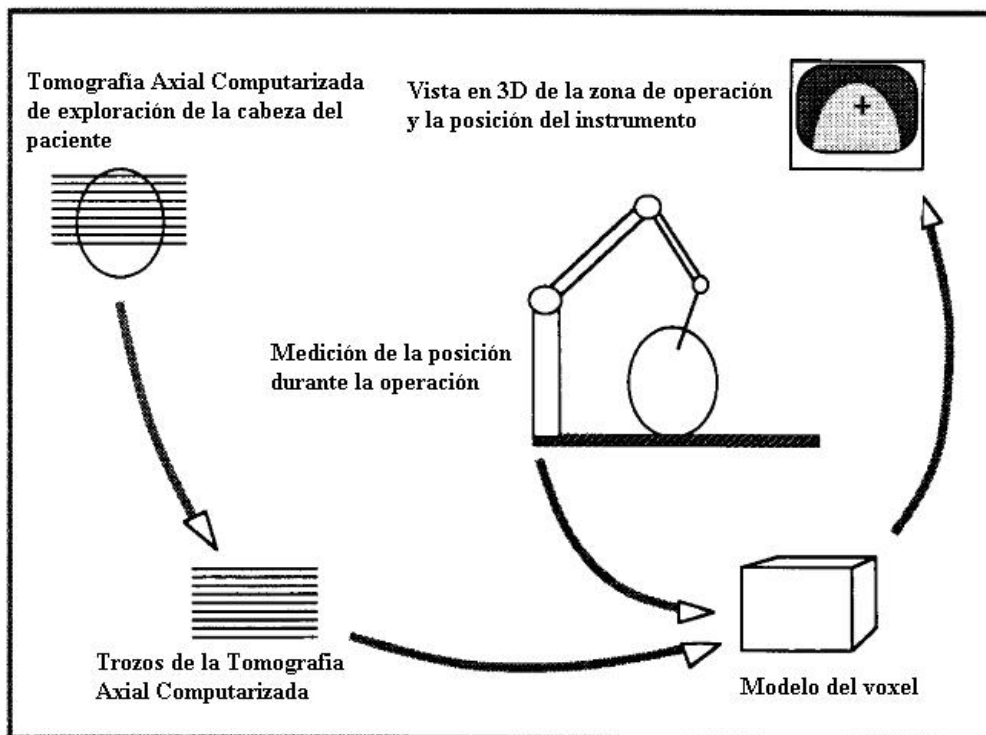


Figura 1.1 Principio de la Cirugía Asistida por Computadora (Ludwig A., et. al., 1990).

Para tener la guía exacta a operar primero se toman varias imágenes de la zona, se reconstruye en 3D por computadora y al momento de ejecución de la cirugía se compara la zona de operación real con la zona reconstruida simultáneamente en el monitor.

1.2 Simuladores quirúrgicos.

La cirugía es una área de la medicina tan antigua como la civilización y los métodos de transmitir sus conocimientos continúan vigentes. En las últimas décadas como parte de su proceso de evolución se han incorporado en gran medida a los sistemas de cómputo y dentro del mismo, la informática gráfica; esto ha permitido el comienzo de la investigación y desarrollo de ambientes virtuales. El impacto que han tenido éstos en aplicaciones médicas ha sido muy grande, a tal grado de llegar a formar parte del instrumental básico para procedimientos quirúrgicos, obteniendo buenos resultados durante el tratamiento médico (Ullrich M., et al., 2003), (Potenziani J., et al., 2006).

Los simuladores médicos se componen de tres elementos principales (Figura 1.2):

- Un dispositivo activo o pasivo.
- Una estación de cálculos y
- Una estación de gráficos.

El *dispositivo de retroalimentación de fuerzas* envía las posiciones de una herramienta electro-mecánica a un sistema que realiza cálculos con un modelo geométrico generado por computadora.

En la estación de cálculos se procesa la información para ser enviada a la estación de gráficos y un módulo de retroalimentación de fuerzas, que se comunica directamente con el dispositivo físico de retroalimentación; ofreciendo al usuario una interacción física. Un segundo módulo procesa los datos para realizar cálculos de deformaciones para finalmente mostrar la información en la estación de gráficos.

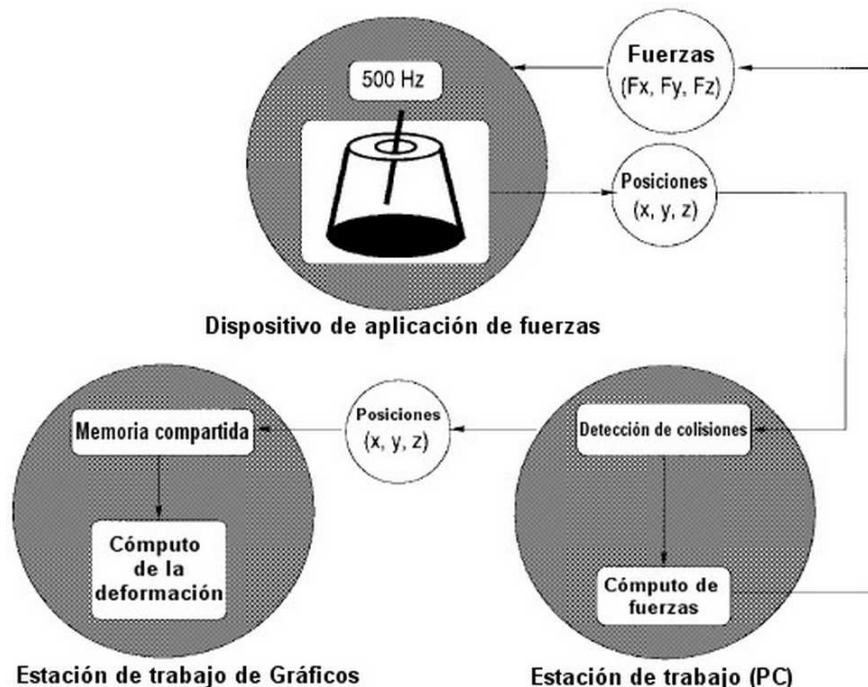


Figura 1.2: Arquitectura básica de un sistema de simulación en tiempo real [Teodoro V., et al., 2008].

Uno de los avances más destacables en las últimas décadas ha sido el desarrollo de las cirugías de mínima invasión; tales como: la cirugía laparoscópica, la artroscopia y la radiología intervencional.

En una cirugía de mínima invasión, los cirujanos utilizan técnicas de endoscopia para observar el avance de la operación, a través de un pequeño telescopio y al mismo tiempo manipular instrumentos de microcirugía. Este tipo de técnicas permiten hacer procedimientos terapéuticos con mínima invasión, lo cual acorta el periodo de convalecencia. Normalmente, los pacientes son dados de alta a las pocas horas de su intervención. Aunque todas las técnicas quirúrgicas de mínima invasión requieren grandes inversiones de instrumental (*Padilla C., et. al., 2001*).

La cirugía de mínima invasión se caracteriza por permitir una intervención quirúrgica a un paciente a través de un conjunto de incisiones de pequeño tamaño, por ejemplo, en una prostatectomía, el cirujano debe remover el tejido de la próstata que obstruye el flujo urinario. El procedimiento de mínima invasión conocido como Resección Transuretral de la Próstata (RTUP), consiste en remover el tejido de la próstata que obstruye el flujo urinario sin realizar incisiones en el paciente. Para ello se utiliza el instrumento llamado resectoscopio, que se inserta en forma transuretral en el paciente por la uretra (ver figura 1.3).



Figura 1.3 *Resectoscopio OES Pro de diseño de acero inoxidable, Olympus.*

El resectoscopio lleva en su interior una lente (1), que permite al cirujano ver el interior de la próstata y las estructuras cercanas. Cuenta también con: asa de corte (2), orificios de inyección y drenado de solución salina (3) y la camisa (4).

La integración de simuladores en la enseñanza de la medicina presenta múltiples beneficios, entre los cuales destacan: erradicación del uso de los pacientes como una plataforma de enseñanza, optimización y ahorro de recursos del quirófano (al reducirse la duración del procedimientos), disminución del mal uso de los instrumentos, con esto se logra un ambiente seguro de entrenamiento para los aprendices y para apoyo docente.

Los retos de los simuladores mínimamente invasivos son: el entrenamiento realista para evitar riesgos de efectos secundarios en los pacientes, el aprendizaje con las primeras etapas previo al contacto con los pacientes (*Lanzarini S., et. al., 2008*).

Los cirujanos residentes debían realizar cirugías que progresaban en complejidad, siempre bajo la tutela de un cirujano experto lo cual es recordado y ejemplificado con la frase establecido por William Helsted (*Rodríguez G., et. al., 2006*): “mirar uno, hacer uno, enseñar uno”, y así, mirando, ayudando y realizando procedimientos cada vez más complejos iban adquiriendo las habilidades quirúrgicas que posteriormente desarrollaban en su práctica, sin embargo, la revolución que ha significado en los

últimos años en el desarrollo de laparoscopia¹, artroscopia² entre otros, en que la cirugía ha aumentado su grado de tecnología. Este cambio condiciona la necesidad de conocimientos y el desarrollo de habilidades y técnicas para manejar ciertas características propias como son la falta de percepción táctil directa, coordinación de movimientos complejos y la pérdida de percepción de profundidad.

Por todas estas necesidades se ha impulsado el desarrollo de nuevos modelos de adquisición de habilidades quirúrgicas, con lo cual el cirujano residente incorpora la técnica básica mediante simuladores, lo que permite obtener las habilidades quirúrgicas.

A continuación se menciona algunas universidades que desarrollan simuladores de entrenamiento y habilidades medicas.

Simulador computarizado para procedimientos de inserción de agujas guiados por ultrasonido.

Este simulador lo desarrolla la Universidad de Leeds de Reino Unido. El simulador está compuesto por un conjunto de datos volumétricos que se alinean a un conjunto de datos obtenidos de un maniquí. Los datos del maniquí son obtenidos por medio de sensores magnéticos, que detectan cada posición, la lectura de estos sensores es en el espacio en tres dimensiones, el resultado de la lectura se alinea entre espacios para generar imágenes que sirven para guiar a los aprendices en el proceso de simulación.

El objetivo de esta simulación es: que el aprendiz controle la trayectoria entre el punto de inserción y el objetivo, lograr el mínimo movimiento de la aguja durante el ultrasonido y lograr visualizar en todo momento la trayectoria de la aguja (*Magee D., et. al., 2005*).

Entrenamiento virtual de Cirugía ortopédica.

Este simulador fue realizado por investigadores del Instituto de Ciencia y Tecnología, el Instituto de Computación para Físicos y tecnología, en Rusia, y el Hospital General de Singapur.

Este simulador de entrenamiento ortopédico, permite a los alumnos memorizar técnicas y herramientas usadas para el tratamiento de fracturas y a partir de ellas, elija la técnica más apropiada para cada caso.

Este simulador contiene detección de colisiones, sonido y otros efectos en tiempo real. Incluye también dispositivos de hardware sincronizada con el sistema de despliegue.

La ventaja de este simulador es, que el alumno aprenda a posicionar correctamente los implantes y con ello finalmente adquirirá habilidades necesarias para llevar a cabo implantes que representen el mínimo daño al paciente (*Sourin, A., et. al., 2000*).

¹ Una *laparoscopia* es una cirugía abdominal de se realiza las pequeñas incisiones a través de las cuales se inserta un laparoscopio, que permite ver las estructuras internas del abdomen.

² La *artroscopia* es un procedimiento médico que utiliza un sistema óptico para poder ver en el interior de las articulaciones.

Cirugía craneofacial asistida por computadora.

Este simulador lo desarrollan investigadores de la Universidad de Erlangen-Nuremberg en Alemania. Este sistema simula una reconstrucción tridimensional del cráneo y piel del paciente después de ser sometido a un procedimiento quirúrgico craneofacial, para después ejecutar la cirugía (Erwin K., et. al., 1996), (Erwin K., et. al., 1999).

El sistema virtual se desarrolla en lenguaje de programación C++ en una estación de trabajo Silicon Graphics y la librería orientada a objetos Open Inventor. La reconstrucción de modelos de cráneo se lleva a cabo empleando el algoritmo de Marching Cubes³, a partir de imágenes de tomografía computarizada.

La figura 1.4 muestra los resultados obtenidos por el sistema de cirugía asistido por computadora.

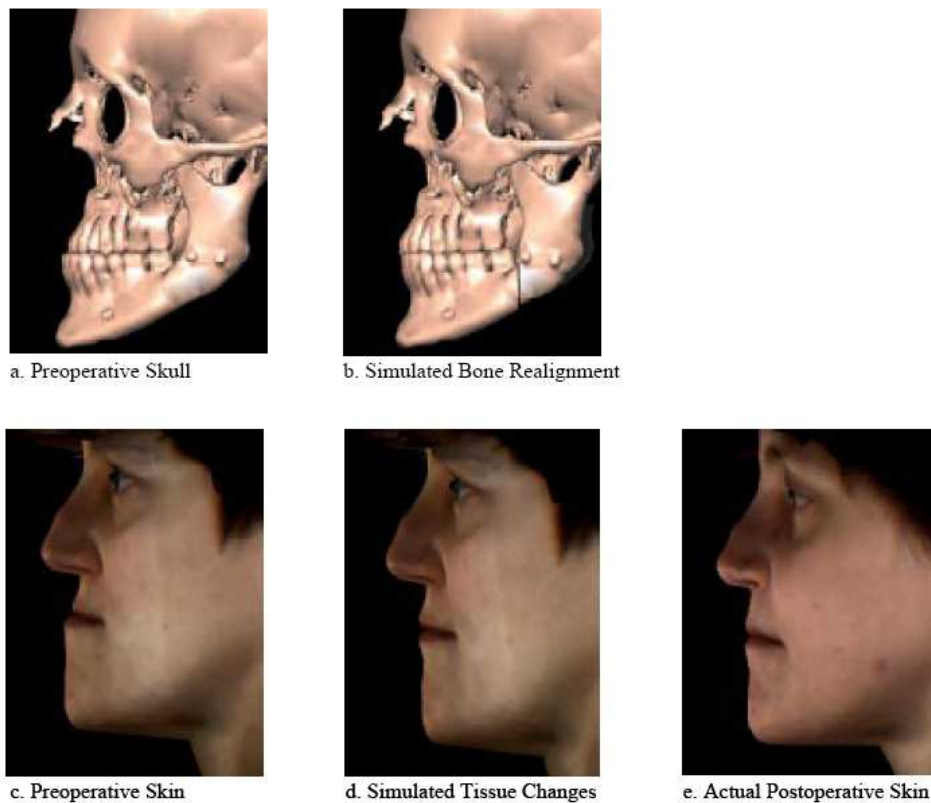


Figura 1.4: Resultados del sistema de cirugía craneofacial asistido por computadora. a) Reconstrucción del cráneo antes de operar, b) simulación de la alineación de mandíbula, c) piel antes de la cirugía, d) simulación de los cambios en el tejido con la alineación de mandíbula y e) resultado final de la cirugía (Erwin K., et. al., 1996), (Erwin K., et. al., 1999).

Sistema de entrenamiento de laparoscopia asistido por computadora.

Este sistema fue desarrollado por los Departamentos de Radiología y Cirugía del Hospital de Massachusetts, en conjunto con el Colegio de Boston de los Estados Unidos.

³ Cubos Marchantes.- es un algoritmo computacional que consiste en obtener superficies 3D a partir de isosuperficies de imágenes médicas (Gastelum A., et. al., 2005).

El objetivo de este sistema se enfoca en el desarrollo de un sistema de laparoscopia, capaz de evaluar las habilidades del alumno con respecto a medidas estándar, dadas por la medición de parámetros obtenidos de un experto. Para ello se cuenta con una interfaz mecatrónica y el software desarrollada en C++, OpenGL y FLTK⁴ (Stylopoulos N., et. al., 2003).

La figura 1.5 muestra el sistema gráfico de realidad virtual empleado para comparar los desempeños de los residentes con respecto al desempeño de los expertos.

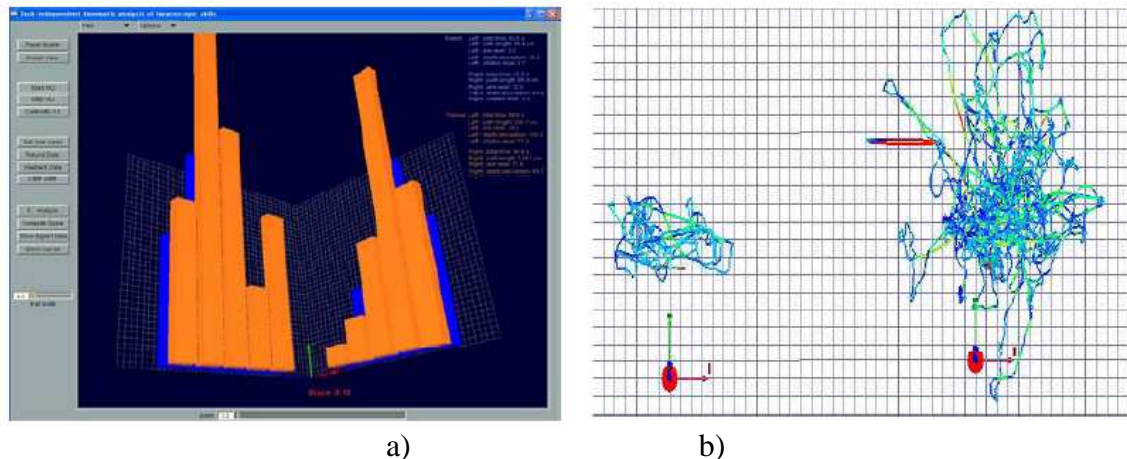


Figura 1.5 Sistema gráfico del sistema de entrenamiento de laparoscopia. a) Interfaz de usuario. b) A la izquierda, ruta del experto, a la derecha, ruta del aprendiz. La ruta corta es característica de un experto (Stylopoulos N., et. al., 2003).

Sistema de entrenamiento de cirugías endoscópicas.

Este sistema fue desarrollado por el Instituto de Ciencias Aplicadas y Computación de Karlsruhe en Alemania. Es un sistema de realidad virtual de entrenamiento de procedimientos quirúrgicos de mínima invasión. Este sistema permite coordinar diferentes instrumentos, manipulación y navegación endoscópica con su correspondiente cámara sintética. El sistema cuenta con equipo de cirugía con retroalimentación háptica, un supervisor de cámara y un asistente computarizado (U. Kuhnappel, et. al., 2000).

Sistema de remoción de tumores en neurocirugía.

Este simulador se ha desarrollado por diferentes universidades como lo es el Instituto de Ciencias Aplicadas en Medicina de Salzburgo, Austria, la Universidad Tecnológica de Braunschweig de Alemania (Radetzky A., et. al., 2001).

El simulador consiste en un sistema de realidad virtual que permite al medico la planeación y ejecución de procedimientos de remoción de tumores cerebrales con la asistencia de un robot, llamado ROBOSIM. La labor del robot es ayudar al cirujano por medio de una interfaz gráfica computarizada, con esto se simula los efectos de una cirugía real.

⁴ FLTK es un software libre que permite construir interfaz de diseño grafico (FLTK, 2009).

En el año 2005 se desarrolló en Japón un simulador para entrenar a los médicos residentes, este simulador tiene como nombre LapSim y ofrece varios programas de formación básica en cirugía laparoscópica. Tiene un alto grado de espacio tridimensional, es un sistema bastante completo para entrenamiento, con esto los alumnos tendrán una mayor eficacia y motivación (Kazuyoshi T., et. al., 2005).

En el Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición en México con su Centro de Desarrollo de Destrezas Médicas (Secretaría de salud, 2005, p 11) y la Facultad de Medicina de la Universidad Nacional Autónoma de México han creado centros de simulación de procedimientos y destrezas médicas como complemento en la formación de los estudiantes.

Validación de Apariencia y Contenido de un sistema de Realidad Virtual para Entrenamiento de RTUP

Este sistema fue desarrollado por la Universidad de Washington. Es un simulador para entrenamiento del procedimiento de resección transuretral de la próstata (RTU) y consta de dos partes fundamentales que son: a) el hardware con retroalimentación de fuerzas y b) un Software, que consta de un modelo gráfico tridimensional que simula cortes de tejido, coagulación, retroalimentación de fuerzas y la visualización de la escena (Sweet R., et. al., 2004).

El simulador fue validado por especialistas en Urología, tanto residentes como expertos. El total de los urólogos que evaluaron el sistema fueron 91 de la cual 72 fueron expertos y 19 residentes. Se les aplicó un pequeño cuestionario y se le mostró un video con duración de 5 minutos, en donde se mostró el uso como los componentes.

Validación de la apariencia y los componentes

La evaluación se hizo mediante la revisión de cada componente para determinar si era apropiado para ser usado como sistema de entrenamiento y para conocer el grado de realismo con respecto a un procedimiento quirúrgico.

En la figura 1.6 se muestran los resultados obtenidos de las características evaluadas, tales como: la instrumentación, la cantidad de tejido desprendido, sangrado, realismo auditivo, realismo táctil, realismo visual y una evaluación sobre el sistema en general.

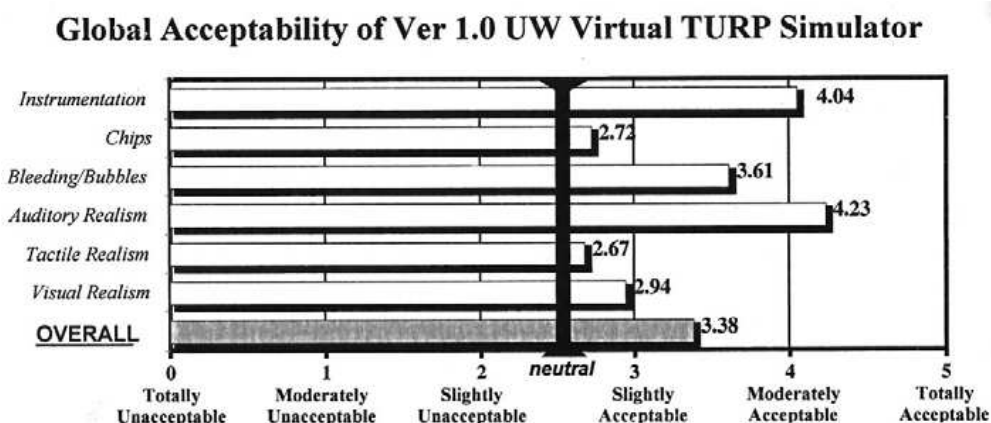


Figura 1.6 Resultados de la evaluación del simulador de RTU de la Universidad de Washington (Sweet R., et. al., 2004).

Las escalas empleadas para la evaluación fueron desde totalmente inaceptable hasta totalmente aceptable, asignando pesos ponderados del 0 al 5. El resultado fue un valor con tendencia mayor a la neutral, lo cual indica que para los especialistas, el simulador podría ser de utilidad con tales características.

Otro de los puntos que se evaluó en éste simulador fue el tiempo en que tardaba cada urólogo en realizar dicha tarea como son: tiempo de orientación, gramo reseado, tiempo de corte, tiempo de coagulación, gramos por corte, tiempo de sangrado y tiempo total.

En el trabajo publicado, Sweet concluye; “Basado en este estudio, creemos que la integración de este simulador en el plan curricular de los estudiantes en Urología, es apropiado para propósitos de entrenamiento. Advertimos que el uso de este simulador o de otros para propósitos de evaluación o actualización médica debe seguir un proceso completo de validación riguroso”.

Más de 58% urólogos especialistas opinaron que este simulador puede ser utilizado para entrenamiento, esto ayudaría a agilizar el aprendizaje de los residentes. Para ser la primera versión es un simulador bastante completo y a los urólogos les fascina.

A continuación se describe la anatomía de la próstata y las patologías que puede tener con el fin de explicar mejor el simulador de RTU descrita en esta tesis.

1. 3 Glándula prostática.

La próstata es una glándula específica del varón que se localiza en la cavidad pélvica, detrás del pubis, por debajo de la vejiga urinaria, envuelve y rodea el primer segmento de la uretra justo por debajo del cuello vesical (figura 1.7). Se desarrolla a partir de la pubertad, alcanzando un peso aproximada de 20 gr. y es un órgano de naturaleza fibromuscular y glandular. Tiene forma de pirámide invertida.

El modelo anatómico que es aceptado en la actualidad se distingue por cuatro zonas de la próstata (*R. Maya, et. al., 2007*):

- Zona anterior o de estroma fibromuscular. Esta zona tiene una lámina gruesa de tejido conectivo y muscular compacto.
- Zona periférica. Esta zona es de origen endodérmico, es la región más grande de la próstata, contiene el 75% de dicho tejido.
- Zona central. Esta zona es la más pequeña de las regiones de la próstata glandular, representa entre el 20-25% de su masa.
- Zona transicional y periuretral. Esta zona tiene origen mesodérmico, formada por un grupo de pequeños conductos relacionados íntimamente con la uretra proximal.

Uno de los modelos anatómicos que juega un papel muy importante en la próstata es la uretra. La uretra tiene dos funciones principales, la primera es llevar la orina desde la vejiga urinaria hacia el exterior y la segunda es llevar el semen durante el clímax sexual o eyaculación (*Lo que usted debe saber sobre los problemas de la próstata, 2006*).

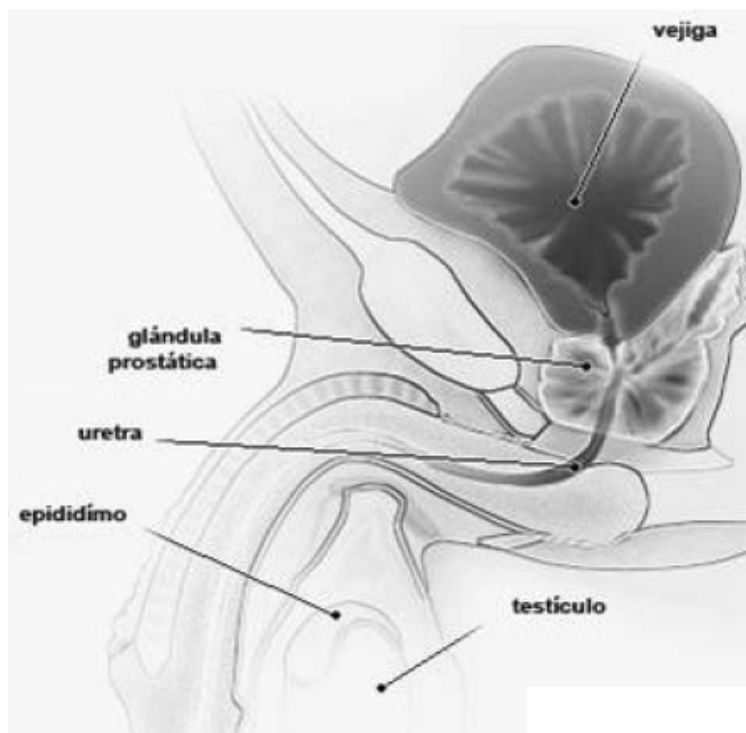


Figura 1.7 Aparato reproductor masculino. Glándula prostática (R. Maya, et al., 2007).

1.4 Patologías de la Próstata.

El peso de la próstata suele mantenerse estable en edad adulta ó hasta los 40 años de edad, en la que se produce una serie de cambios histológicos; la glándula comienza a crecer y bloquea la uretra o la vejiga, causando dificultades al orinar y trastornos en las funciones sexuales que con el paso del tiempo pueden dar lugar a la llamada hiperplasia prostática benigna (HBP) (R. Maya, et. al., 2007).

El problema de la próstata más frecuente en los hombres mayores de cuarenta años son las siguientes:

Patologías Benignas.

- Prostatitis.
- Hiperplasia benigna de próstata.

Patología maligna.

- Cáncer de próstata.

1.4.1 Prostatitis.

Este término se utiliza para definir aquellos procesos de naturaleza inflamatoria y se da en los hombres mayores de cincuenta años, el problema más frecuente de la prostatitis es el agrandamiento de la próstata. Es un proceso benigno y su padecimiento no tiene relación directa con la probabilidad de padecer Hiperplasia Prostática Benigna o padecer cáncer de próstata. Este padecimiento es un trastorno de salud muy común en

los hombres, y la llegan a padecer alrededor de un 25% de los hombres de edad media (R. Maya, et. al., 2007).

Existen cuatro tipos de prostatitis que pueden ser de:

- Prostatitis Bacteriana Aguda,
- Prostatitis Bacteriana crónica,
- Prostatitis no bacterianas inflamatorias y no inflamatorias.

1.4.2 Hiperplasia prostática benigna.

La hiperplasia prostática benigna (HPB) es un tumor adenomatoso no canceroso de la próstata que puede obstruir la evacuación vesical. Se caracteriza por el aumento del tamaño de la glándula que ocasiona grados variables de la obstrucción, como consecuencia se da la infección, inflamación de la vejiga y vías urinarias, formación de cálculos, insuficiencia renal y azoemia así como hematuria por la rotura de las venas superficiales de la uretra y el trigono debido a los esfuerzos para la micción.

El desarrollo de la HPB comienza alrededor de los 40 años y a partir de los 50 años se produce un incremento global y rápido de volumen debido a un aumento de las células del tejido fibromuscular y glandular, tanto en la zona periuretral como transicional.

En la figura 1.8 se puede observar el tamaño normal de la próstata y la próstata aumentada.

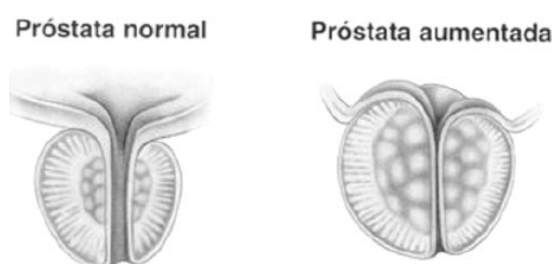


Figura 1.8 Glándula normal y aumentada de tamaño por HBP (R. Maya, et. al., 2007).

Factores relacionados con el desarrollo de la HBP.

- Andrógenos
 - Testosterona
 - Dihidrotestosterona
 - Androstendiona
- Hormonas
 - Estrógenos
 - Estradiol
 - Estrona
- Factores de crecimiento
 - Factor de crecimiento epidérmico
 - factor 1 de crecimiento similar a insulina
 - Factores de crecimiento transformante beta y alfa
 - Factor de crecimiento de fibroblastos

El tratamiento de HPB

El tratamiento de la HPB está reservado para varones con síntomas bien definidos, estos tratamientos pueden ser farmacológico, fitoterapia, hormonoterapia, tratamiento quirúrgico y otras técnicas.

El tratamiento farmacológico se basa en diversos agentes clasificados como hormonoterápicos, fitoterápicos y alfabloqueadores.

El tratamiento fitoterapia se emplea extractos de plantas que contienen citoesteroles y fitoesterloes.

La Hormonoterapia incluye los antiandrógenos y homólogos, los estrógenos y los inhibidores de la aromatasas

Tratamiento Quirúrgico. Esta técnica será determinada por el especialista dependiendo del tamaño y morfología de la próstata. Para el tratamiento quirúrgico existen tres tipos de cirugías; eliminación por resección, que es la más empleada; la incisión transuretral de próstata, esto se aplica cuando la próstata no es muy grande y el último es la cirugía abierta, esta técnica se aplica cuando la próstata es demasiado grande.

Las otras técnicas incluyen la incisión transuretral de la próstata, uretrocervicotomía, prostatotomía, cervicotomía endoscópica. Estas consisten en realizar una incisión con cuchilla eléctrica desde la proximidad del meato uretral hasta la hendidura prostática lateral al verumontanum (*R. Maya, et. al., 2007*).

1.4.3 Cáncer de próstata

Es un tumor maligno que se desarrolla en la glándula prostática debido a un crecimiento descontrolado de las células prostáticas.

Este es un tumor considerado como una enfermedad de la tercera edad. Más del 65% de las neoplasias malignas ocurren en este grupo, que representa solamente el 12% de la población nacional. En la mayoría de las ocasiones, el crecimiento es muy lento y los estudios de autopsias demuestran la presencia de este tipo de cáncer.

El cáncer de próstata puede tratarse con prostatectomía⁵, radioterapia u observación sin tratamiento. La observación está reservada para pacientes cuya expectativa de vida y enfermedad neoplásica de bajo riesgo haga pensar que no necesitarán tratamiento activo para una enfermedad relativamente indolente. La cirugía y la radioterapia a altas dosis tienen equivalentes resultados de curación, aunque no se han realizado buenos ensayos aleatorios para demostrarlo.

La radioterapia externa a altas dosis sin complicaciones sólo es posible con técnica conformal tridimensional o técnica de intensidad modulada. Las ventajas de la radioterapia conformal tridimensional son: el volumen tratado a altas dosis se adapta exactamente al volumen de planeamiento en las tres dimensiones, existe, por lo tanto, una mejor protección de los tejidos sanos vecinos, pudiéndose aumentar las dosis

⁵ La *prostatectomía* es la intervención quirúrgica para extraer la totalidad o parte de la glándula prostática.

administradas al tumor sin incrementar las complicaciones, lo que permite aumentar el porcentaje de pacientes en recuperación (*Bravo D., et. al., 2005*).

1.5 La Resección Transuretral de Próstata.

La resección transuretral de la próstata (RTUP) es el manejo quirúrgico para el manejo de la HPB que consiste en la extirpación de parte de la próstata en pequeños fragmentos, que por su crecimiento obstruye el cuello de la vejiga y dificultad o impide la micción. La relevancia de este procedimiento en la urología es de tal magnitud que se considera por la mayoría de los grupos de trabajo como el tratamiento estándar (*P. Navalón, et. al., 2006*).

Este tipo de procedimiento se realiza bajo anestesia local y consiste en la introducción por la uretra de un instrumento, el “resector” (ver figura 2), con el cual se corta el tejido en pequeños fragmentos. En esta operación es común la pérdida moderada de sangre, pudiendo ser necesaria una transfusión (15% de los casos), dependiendo de las características del paciente y de la próstata (*Lozano J., et. al., 2003*).

El desarrollo de esta técnica se realizó en Estados Unidos; sin embargo, fue Ambrose Pare el primero en realizar una resección transuretral de próstata en el XVI, para aliviar la obstrucción del drenaje vesical reconociendo como su causa lo que él llamó “carnosidades”. Un grupo de cirujanos franceses hicieron una serie de cambios asociándolo con la morbilidad y mortalidad en el año 1830. Para el desarrollo de esta técnica influyó significativamente: el desarrollo de la lámpara incandescente y posteriormente el desarrollo de cistoscopios que utilizan fuente de luz. De forma paralela contribuyeron también el desarrollo de las técnicas anestésicas y el desarrollo de antibióticos (*Resección transuretral de próstata, 2004*).

Existen varias técnicas empleadas en la resección transuretral de la próstata, a continuación se menciona algunas de ellas.

Incisión Transuretral de Próstata (ITUP). Esta técnica es empleada para pacientes con próstatas pequeñas de aproximadamente 30 o 40 gramos que requieren conservar la eyaculación retrógrada. Se realiza empleando cuchillo de Collins con uno o dos cortes desde el cuello vesical hasta el ápex.

Electrovaporización Transuretral de Próstata (EVTUP). Esta técnica se realiza con barril en lugar de asa en el resectoscopio y coagulación a alta intensidad para causar “vaporización” tisular, esta técnica es empleada por menor frecuencia de sangrado; sin embargo, el tiempo quirúrgico es similar al de la RTUP convencional.

Láser. Esta técnica se utiliza para vaporizar el tejido obstructivo de la próstata agrandada mediante el uso de rayos láser de alta energía. La desventaja del láser es que no puede penetrar profundamente en los tejidos y causa necrosis por coagulación (*Feria B., et. al., 2005*).

1.5.1 Entrenamiento en RTU

Desde su fundación, el Colegio Mexicano de Urología A.C., obligó a que la enseñanza de la RTU se realice bajo la concepción de proceso. Este proceso de enseñanza-aprendizaje requiere de sistematización y contextualización acorde no solamente con el conocimiento científico y el adelanto tecnológico universal, sino también con la estructura, recursos y políticas del Sistema Nacional de Salud y con las realidades sociales, económicas, culturales y educacionales de nuestra población (*Enseñanza de la urología, 2004*).

Actualmente el proceso de enseñanza-aprendizaje de la RTU se realiza formalmente y con el aval de las universidades en varias unidades de atención médica del Sistema Nacional de Salud.

La enseñanza-aprendizaje de la RTU implica una residencia en la especialidad de Urología durante 4 años; este tipo de entrenamiento se encuentra en las ciudades de México, Guadalajara, Monterrey, Hermosillo, Torreón y Veracruz. En ellas participan diversas instituciones a través de sus sistemas educativos formales, como la Secretaría de Salud, las instituciones de Seguridad Social, el Ejército, Petróleos Mexicanos e instituciones de iniciativa privada. Esto tiene como objetivo uniformar los procesos de enseñanza-aprendizaje y mejorar la calidad de la enseñanza de la medicina en México. Se ha establecido un Sistema Nacional de Residencias Médicas, para el cual es preciso aprobar un examen nacional de conocimientos que comprende un módulo de Ciencias Básicas, un módulo de Medicina, uno de cirugía y uno de inglés en los que, con base en diversas técnicas de evaluación, se ponen a prueba no sólo los conocimientos del aspirante, sino también su capacidad de resolver problemas en la práctica (*Enseñanza de la urología, 2004*).

Capítulo 2

El Simulador de Resección Transuretral de la Próstata.

2.1 Justificación

El simulador del procedimiento de Resección Transuretral de la Próstata (RTUP) para entrenamiento médico es un proyecto en desarrollo del grupo de Análisis de Imágenes y Visualización, micromecánica y mecatrónica del CCADET de la UNAM. Consiste en dos módulos principales; a) un ambiente gráfico tridimensional generado por computadora b) una interfaz mecatrónica que simula un resectoscopio real.

El simulador está diseñado para recrear movimientos y acciones realizados durante una intervención quirúrgica real. El módulo gráfico contiene un modelo 3D de la próstata, consistente en un modelo computacional que simula deformaciones y cortes de tejido blando. El segundo módulo consiste en una herramienta instrumentada que permite la interacción entre el usuario del sistema y el ambiente gráfico, proporcionando un mayor grado de realismo tanto físico como visual.

La primera versión de la interfaz mecatrónica cuenta con dos formas para la adquisición de señales de los sensores: una de ellas es de forma analógica y la otra de forma digital. La adquisición de la señal analógica requiere tiempo para ser convertido a digital y en esta aplicación es muy importante el tiempo para la adquisición de datos. El envío de los datos se realiza a través de comunicación serial siendo uno de los factores que causa lentitud en el despliegue en pantalla.

Para tener un simulador de RTU con suficiente realismo visual y también para que sea útil para enseñanza-aprendizaje se plantearon los siguientes objetivos tomando en cuenta los problemas existentes en la primera versión de la interfaz mecatrónica:

- 1.- Desarrollar una segunda versión de la Interfaz Mecatrónica sustituyendo todos componentes analógicos por digitales.
- 2.- Sustituir la comunicación serial por la comunicación USB.
- 3.- Validar el simulador de RTU por médicos especialistas y realizar pruebas metrológicas de la Interfaz Mecatrónica.

Es por ello que a lo largo de este trabajo de tesis, se reporta el proceso de implementación de una interfaz mecatrónica, en una segunda versión, y la metodología desarrollada para su correspondiente validación con ayuda de médicos especialistas, así como la prueba con una muestra de aprendices representativa. La implementación se centra en el sensado, adquisición, procesamiento y envío de la información desde el módulo mecatrónico hasta el entorno gráfico.

2.2 Los elementos del simulador de RTUP.

La arquitectura de un simulador de propósito general consta de tres elementos fundamentales: un conjunto de dispositivos de retroalimentación de fuerzas, una estación de cálculos y una estación gráfica. El simulador se basa en este tipo de arquitectura y su implementación tiene por objetivo inicial el simular de manera completa el proceso de exploración que lleva a cabo un médico residente en urología durante su primer año de entrenamiento.

En la figura 2.1 se muestra un diagrama general sobre el funcionamiento del simulador. En éste pueden distinguirse los dos módulos principales, formados por la interfaz instrumentada y una estación de trabajo, que engloba los cálculos y el despliegue.

En la siguiente sección se describen a grandes rasgos, los bloques funcionales del simulador y su implementación. Para fines de esta tesis, se describirá con mayor detalle la instrumentación de la interfase mecatrónica, la cual juega un papel fundamental durante el proceso de validación médica.

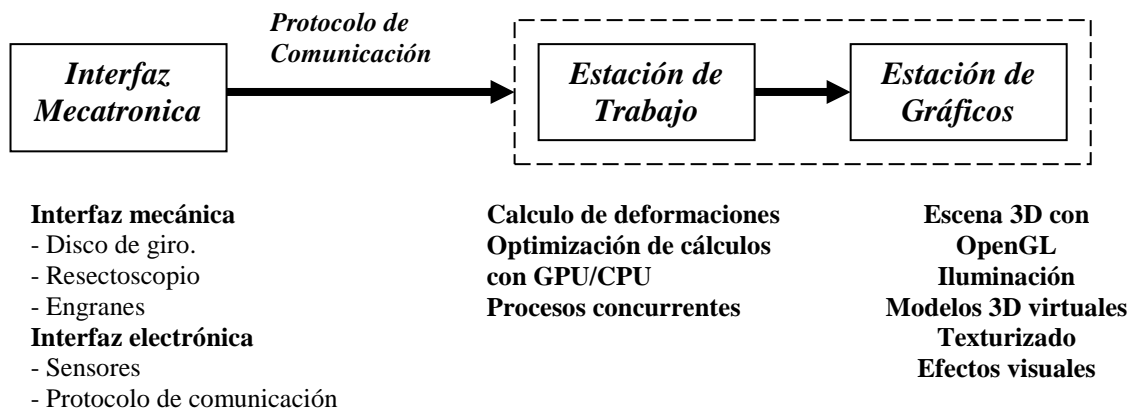


Figura 2.1 Bloques funcionales del simulador. Módulos principales y los procesos que involucra a cada bloque (Teodoro V., et al., 2008).

2.2.1 La interfaz mecatrónica

La interfaz mecatrónica es un dispositivo instrumentado consistente, por una parte, de un conjunto de piezas mecánicas que permiten replicar los movimientos que realizaría un médico con una herramienta real y por otra, de un sistema de sensado electrónico, que por medio de un protocolo de comunicación USB (Universar Serial Bus), envía los datos a la computadora.

El diseño y construcción del sistema mecánico se realizó en el laboratorio de Análisis de Imágenes y Visualización en conjunto con el laboratorio de Micromecánica y Mecatrónica de Centro de Ciencias y Desarrollo Tecnológico (CCADET) de la UNAM.

La instrumentación de cada uno de los ejes de movimiento se realizó dentro de este proyecto de tesis en conjunto con el área de Electrónica del CCADET.

La interfaz mecatrónica actual corresponde a una segunda versión; la primera versión fue construida por el M. en I. Felipe Altamirano del Monte (*Altamirano, et. al., 2007*). El diseño y construcción del sistema mecánico se realizó en el laboratorio de Análisis de Imágenes y Visualización en conjunto con el Taller mecánico del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico de la UNAM.

El objetivo de la segunda versión, es la sustitución de todos los componentes analógicos en digitales. Los componentes digitales son más rápidos en cuestión de adquisición y procesamiento de datos y para esta aplicación se requiere rapidez en el flujo de la información.

Para la construcción del prototipo mecánico se consideraron los movimientos que realiza el cirujano durante el procedimiento quirúrgico. Así, el sistema mecánico cuenta con cinco grados de libertad capaz de simular los movimientos reales que un medico lleva a cabo con el resectoscopio en una cirugía de RTUP, su registro mediante sensores y la transcripción de la información con un arreglo de microcontroladores PIC.

El sistema mecánico con los grados de libertad mencionada se muestra en la figura 2.2, tres de ellos son movimientos rotacionales y los otros dos son de movimientos longitudinales.

Para poder delimitar la posición del sistema, se cuenta con un punto de referencia (inicio) o pivote, el cual sirve como origen para localizar el punto donde es llevada la punta del asa de resección.

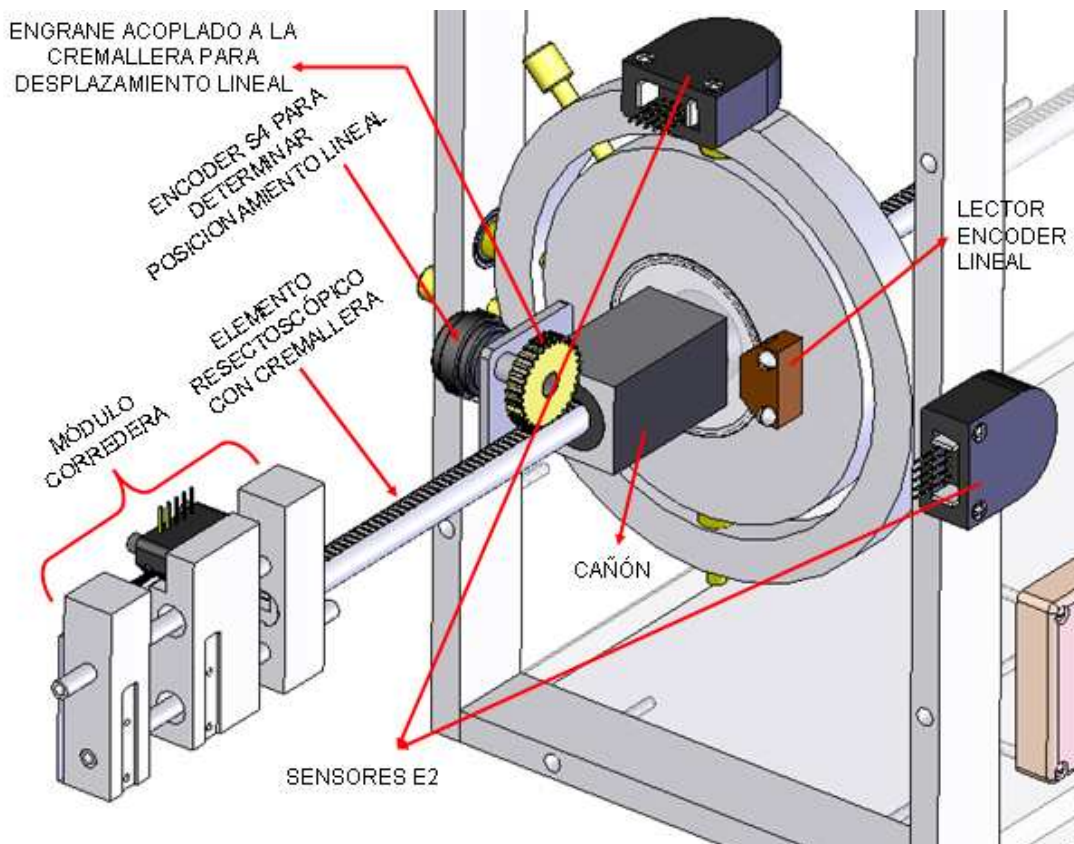


Figura 2.2 Elementos de la interfaz mecatrónica del simulador de RTUP

Para rotar el asa de resección, se cuenta con un arreglo de disco-anillo como se muestra en la figura 2.3. Este arreglo permite recrear los movimientos con los grados de libertad suficientes y se encuentra empotrado en un marco de aluminio, que a su vez, está atornillado a una caja de material acrílico.

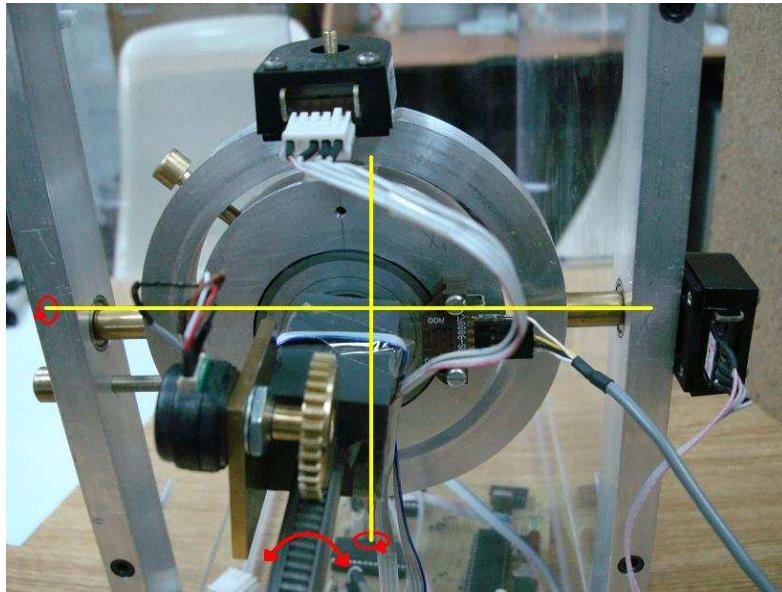


Figura 2.3 Arreglo de Disco-anillo para recrear los grados de libertad rotacionales.

Para determinar la profundidad de la funda del resectoscopio (2) y del asa de resección (1) (figura 2.4) se cuenta con dos grados de libertad longitudinales, de suma importancia durante una cirugía, ya que con esto se determina la posición de la punta del resectoscopio dentro del paciente y se manipula la herramienta de resección.

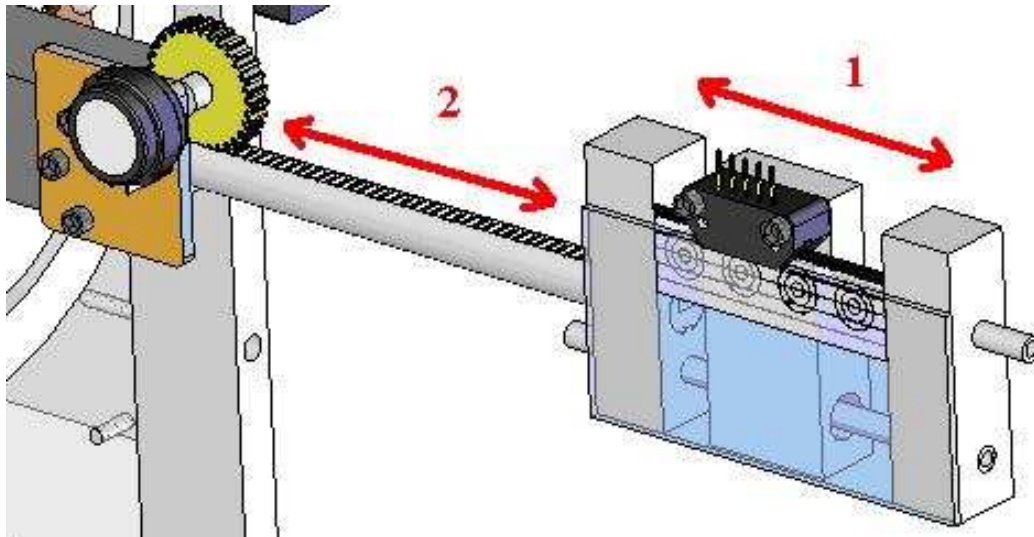


Figura 2.4 Grados de libertad longitudinales del resectoscopio instrumentado.

De la figura 2.5, en la punta del codificador óptico (7) se tiene adaptado el anillo de rueda dentada o engrane (3) que mantiene contacto con la camisa del resectoscopio mediante una cremallera (2), esto con el fin de convertir el movimiento longitudinal de la funda del resectoscopio en un movimiento rotacional para fines del sensado. El engrane gira conforme la funda del resectoscopio es introducida o extraída, el engrane nunca hace contacto con el

metal rectangular (1) ya que cuenta con un seguro (6) que lo mantiene fijo con el codificador óptico. La cremallera está ajustada a la placa metálica (5) de tal forma que se pueda introducir o extraer.

Para tener una posición inicial de la interfaz mecatrónica y que corresponda con el sistema gráfico 3D se cuenta con dos seguros de metal (8) y (9). El seguro (8) hace que permanezca fijo en relación con el marco de aluminio (10) del resectoscopio, el seguro metálico (9) fija la posición del disco (10) respecto al aro y al marco metálico (5).

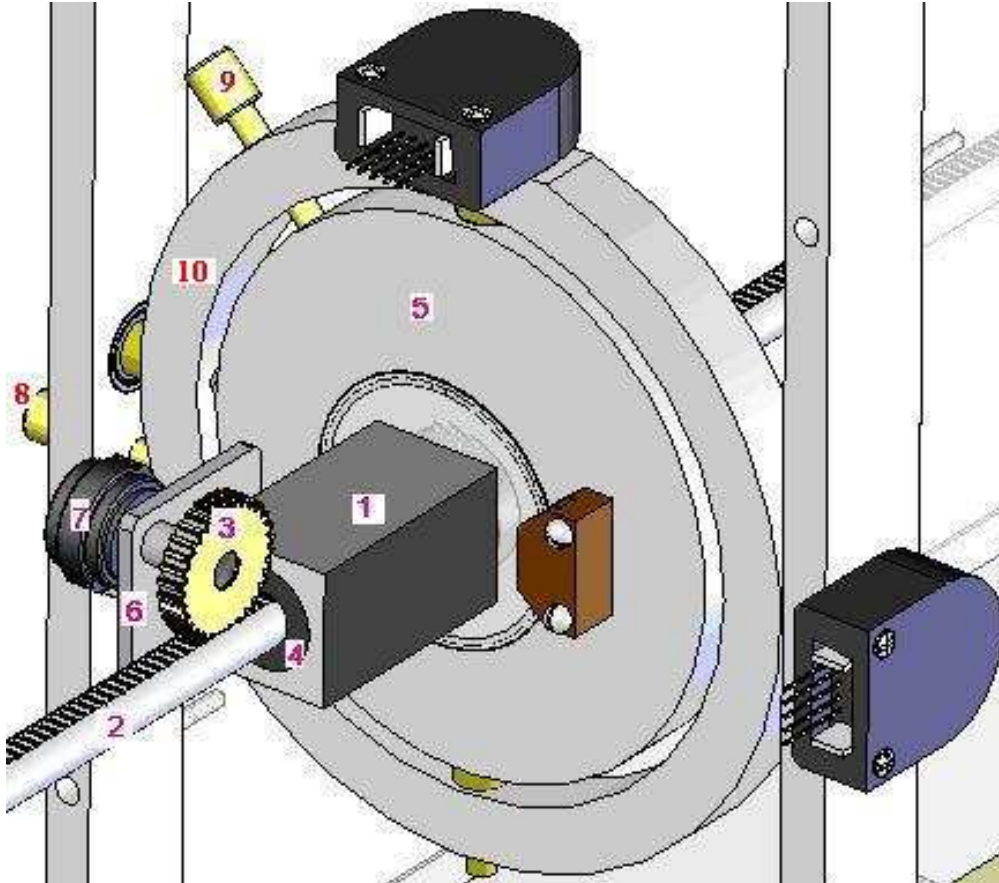


Figura 2.5 Arreglo de disco-anillo del resectoscopio

Para la resección de la próstata se tiene el arreglo de piezas plásticas como se muestra en la figura 2.6, que está fija en guías redondas; éste arreglo tiene dos guías redondas (6) que sirven para desplazar horizontalmente la pieza móvil (3) de la tijera que reseca la próstata. La pieza móvil (3) tiene rodamientos (baleros) lineales (7) que permiten el libre movimiento de ésta.

La pieza móvil (3) tiene montado un codificador (1) que se encarga de transmitir el movimiento del asa de resección con la regla fija (2) entre el bloque (4) y el (9).

El bloque (4) y (9) están fijos en las guías redondas (6) y la camisa del resectoscopio (8), esto con el fin de delimitar el movimiento máximo del asa de corte.

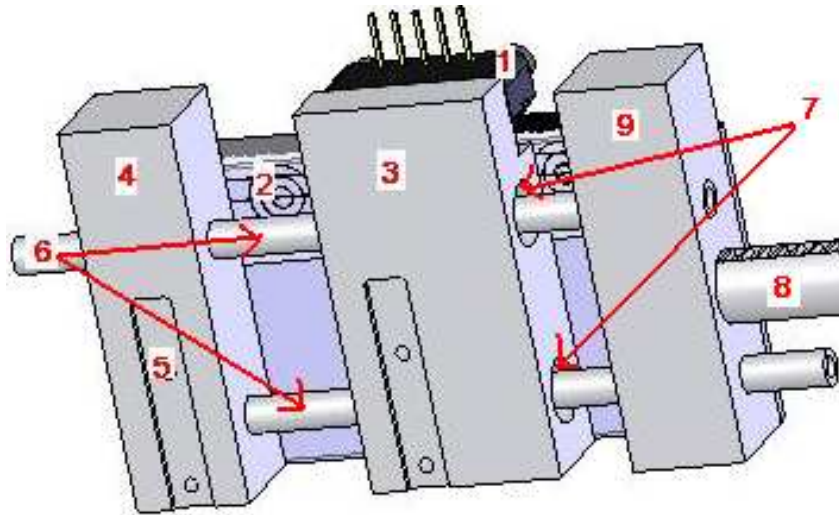


Figura 2.6 Manija de resección eléctrica.

2.2.2 Modelo gráfico 3D de la próstata.

El modelo gráfico computacional 3D de la próstata simula deformaciones y cortes de tejido blando de la glándula prostática. Se basa en un sistema gráfico completo de modelos 3D con OpenGL y algoritmos de deformaciones de mallas que emulan el comportamiento “real” de una cirugía *in-vivo*. Consta de una estación de cálculos y una estación de despliegue (*Teodoro V., et al., 2008*).

2.2.2.1 Estación de cálculos.

El desarrollo de un simulador implica muchos retos para transportar el mundo “real” en un mundo totalmente “virtualizado”, que conlleva a crear métodos de transferencia basados en las propiedades físicas reales. Para ello el simulador desarrollado en el laboratorio de Análisis de Imágenes y Visualización cuenta con el bloque de cálculos optimizado con GPU (Graphics Processing Unit), que tiene como propósito ejecutar algoritmos de deformaciones de mallas de volumen y procesar las variables físicas que intervienen en el proceso de simulación en tiempo real (*Teodoro et. al., 2008*).

La malla de la próstata se obtuvo a partir de imágenes de ultrasonido anotadas por un urólogo experto (figura 2.7).

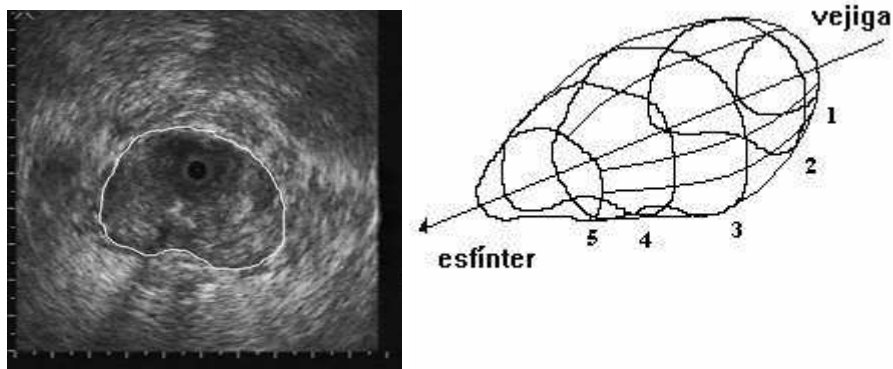
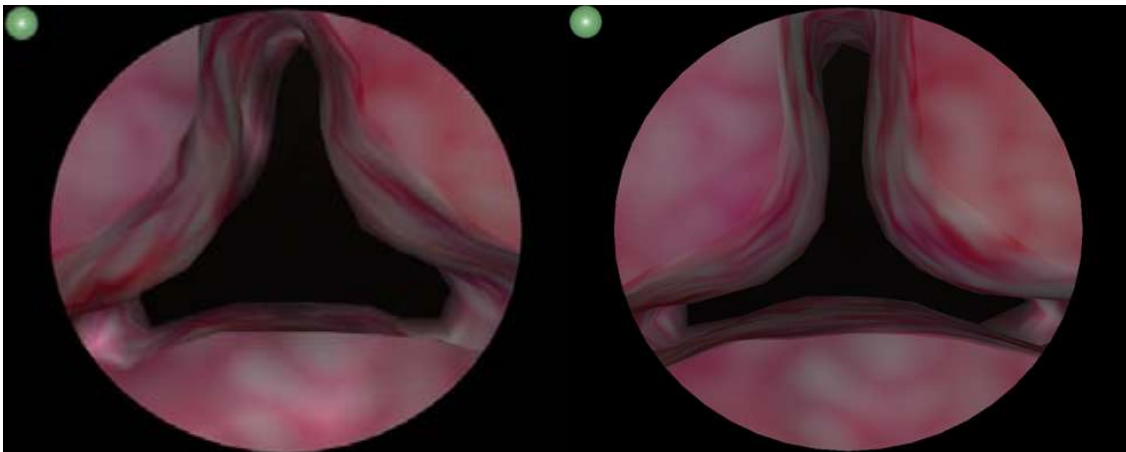


Figura 2.7 Obtención del modelo de la próstata a partir de imágenes de ultrasonido (Padilla, et. al., 2004).

Para representar la malla como modelo físico, se emplea el método de masas y resortes. Este método, que realiza una analogía entre una malla geométrica tridimensional y un conjunto de partículas conectadas mediante resortes, resuelve la asignación de propiedades cinemáticas (propiedades del movimiento) y dinámicas (fuerzas que causan el movimiento) al modelo 3D de la próstata virtual; las cuales, al estar constantemente sometidos a un algoritmo de detección de colisiones, proporcionan al simulador un grado de realismo adecuado (Teodoro *et. al.*, 2008).

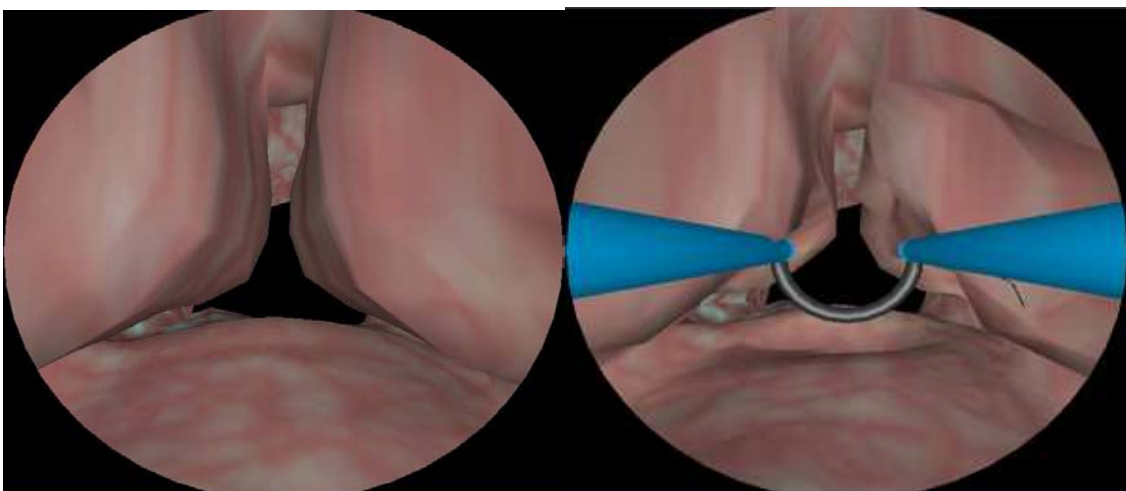
Para disminuir el tiempo de cálculo (uno de los principales cuellos de botella en tiempo de ejecución), el sistema se ejecuta mediante procesos concurrentes o multihilos, que permiten aprovechar de manera eficiente los recursos de hardware para las diversas tareas, tales como: lectura del puerto USB, despliegue, cálculos con GPU, entre otras. El simulador actualmente cuenta con dos tipos de modelos gráficos en 3D, uno de ellos es de tipo volumen (formado por tetraedros) como se muestra en la figura 2.8, el otro modelo es de tipo superficie (formado por triángulos), como se muestra en la figura 2.9



A)

B)

Figura 2.8 Modelo 3D de volumen de la próstata. A) Modelo de la próstata deformada, B) Modelo de la próstata sin deformar [Teodoro V., *et al.*, 2008].



A)

B)

Figura 2.9 Modelo 3D de superficie de la próstata, A) Modelo de la próstata sin deformar, B) Modelo de la próstata deformada [Teodoro V., *et al.*, 2008].

Para aumentar el grado de realismo, en la versión de superficie se ha incorporado un modelo de la uretra que incluye deformación del esfínter. En la figura 2.10 se muestra el modelo gráfico del simulador en donde el urólogo atraviesa el esfínter hasta llegar a la próstata.

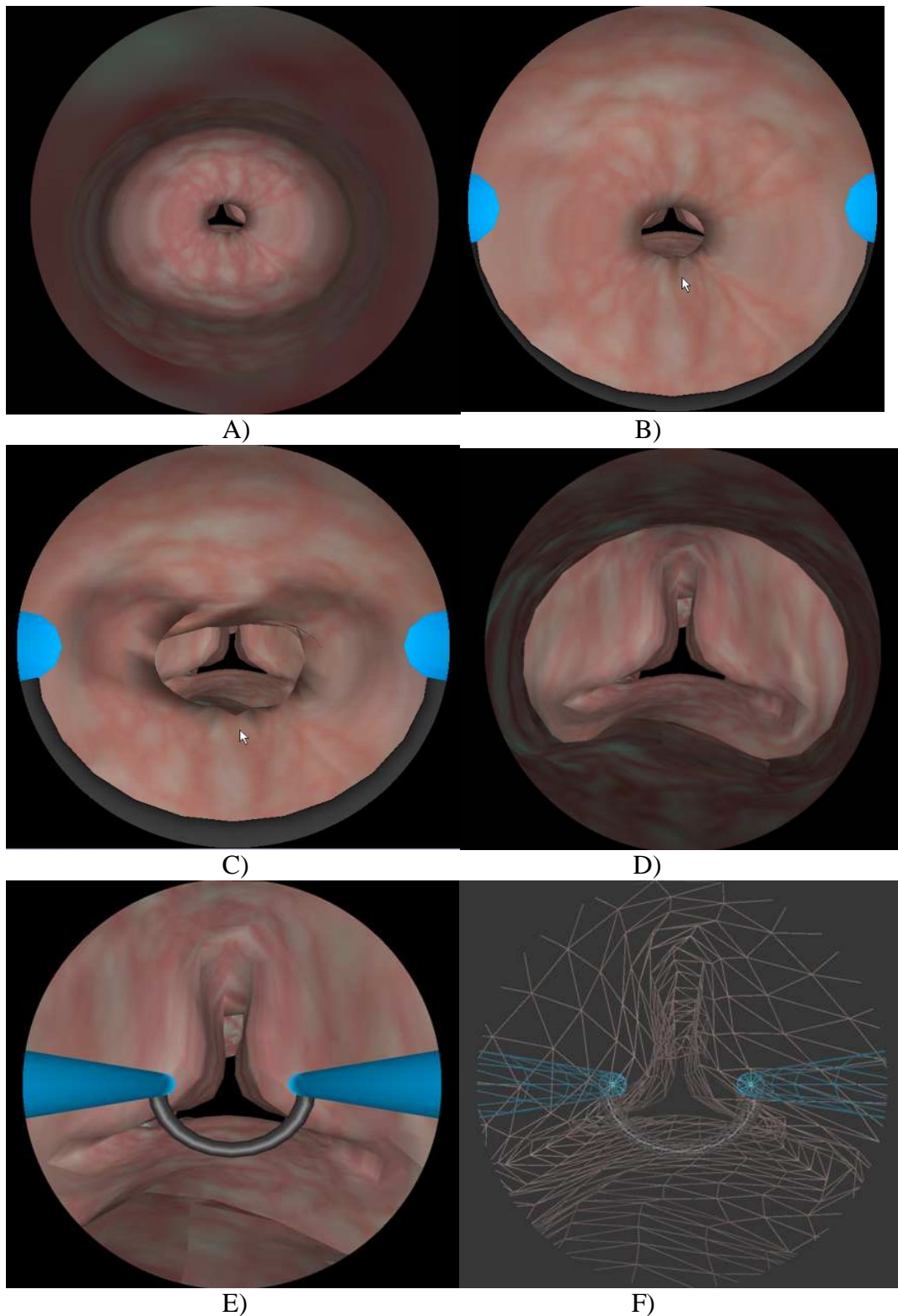


Figura 2.10 Visualización anatómica de los modelos del simulador en su versión de superficie. A) Exploración de la uretra peneana, B) Esfínter, C) Deformación al traspasar el esfínter, D) Conducto hacia la próstata, E) Modelo de la próstata, F) Malla de alambre de la próstata [Teodoro V., et al., 2008].

En la figura 2.11 se muestran los diferentes tipos de resolución del entorno gráfico, desde el tejido normal a tejido crecido en exceso que obstruye totalmente la uretra. Con la resección se llega a tener el modelo normal para liberar la presión de la uretra sin perforar la capsula de la próstata.

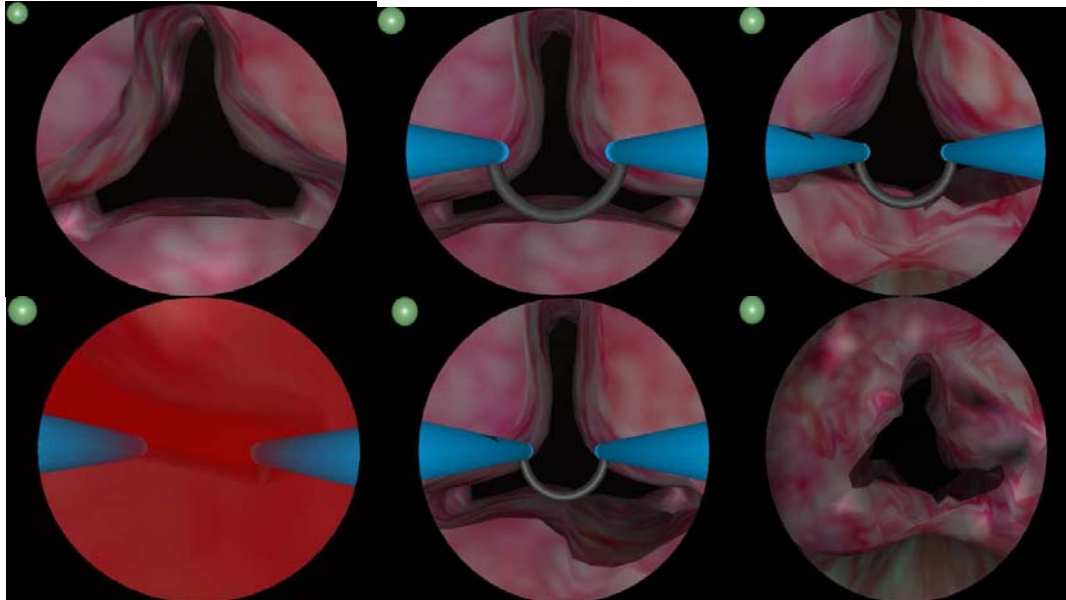


Figura 2.11 Modelos en 3D a diferentes estados durante la exploración, que incluye el sangrado [Teodoro V., et al., 2008].

2.2.2.2 La estación de despliegue o de gráficos.

Desarrollar un ambiente gráfico que simule la realidad suele ser muy complicado ya que la información empleada para simular lo que el usuario visualizará en pantalla debe de coincidir con la realidad, desde la perspectiva de visión durante una cirugía real hasta los mínimos detalles de la escena, como puede ser el control de la herramienta, la iluminación, la forma de los modelos y el texturizado para que den la impresión de inmersión.

La parte gráfica del simulador tiene algunos puntos críticos para lograr el realismo adecuado. El principal problema radica en implementar un sistema de visualización que muestre el tejido de la uretra, la próstata y la vejiga con un comportamiento muy parecido al real. Para poder simular esto, el primer paso es reconstruir los modelos anatómicos, lo cual implica la búsqueda de información de los órganos involucrados, para ello se aplican algoritmos de reconstrucción eficientes para obtener resultados aceptables. Por tanto, el simulador de RTUP cuenta con un bloque totalmente funcional que consta de un sistema gráfico que presenta visualmente la primera etapa que lleva a cabo un residente de urología durante su entrenamiento: la exploración.

Para el despliegue de gráficos en 3D se utiliza actualmente un monitor estándar de computadora como se muestra en la figura 2.12; aunque la idea a futuro es considerar el uso de otros recursos, como lentes de realidad virtual o despliegue en estéreo en una

sala de visualización ante una audiencia significativa. Para el despliegue de esto se utiliza la biblioteca de gráficos abierta OpenGL y programación estructurada en lenguaje C. La gran ventaja del uso de OpenGL en el desarrollo del ambiente virtual, fue su facilidad de programación y su potencia para generar la escena 3D durante la obtención de una imagen en dos dimensiones, a partir de la información de un espacio de tres dimensiones. El manejo de la cámara virtual, la iluminación (incluyendo sus componentes), los efectos visuales, la optimización del proceso de dibujado, etc., son algunas razones de peso por las cuales este sistema de realidad virtual empleó dicha biblioteca.



Figura 2.12 *Simulador de Realidad Virtual de RTUP completo del Grupo de Análisis de Imágenes y Visualización del CCADET. El bloque de gráficos consiste en el despliegue de la escena 3D con OpenGL en un monitor estándar de computadora.*

Dentro de la funcionalidad del sistema se cuenta con el software de simulación, el uso de una interfaz gráfica controlable sin la necesidad del dispositivo mecatrónico; esto es, mediante ratón y teclado.

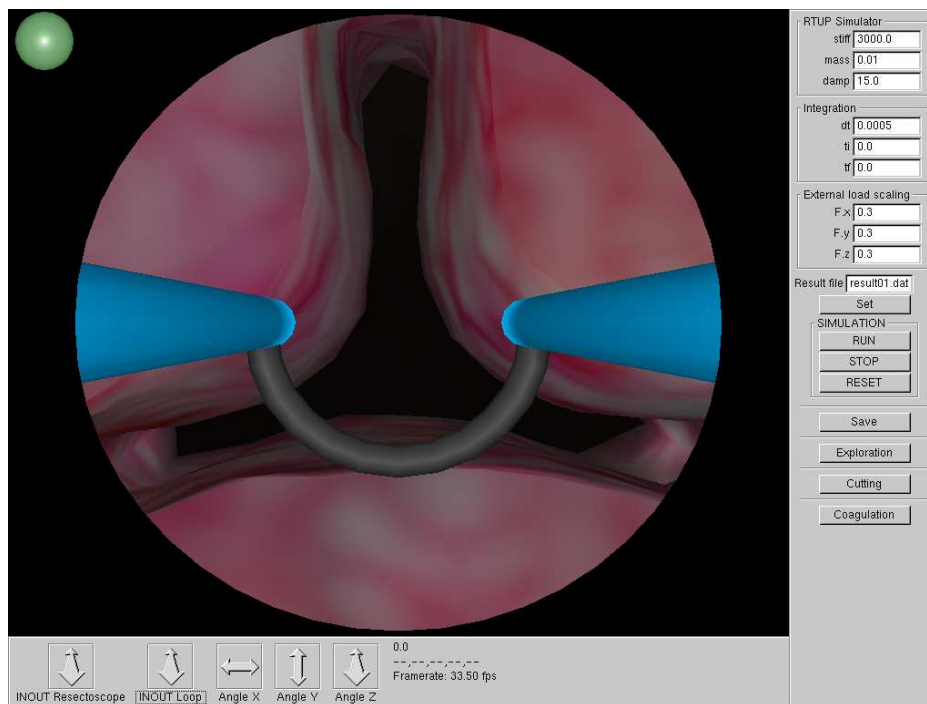


Figura 2.14 *Software de simulación de RTUP. La interfaz gráfica de usuario (GUI), permite el control total de la escena (sin necesidad de la interfaz mecatrónica) con el uso del ratón y el teclado [Teodoro V., et al., 2008].*

Capítulo 3

Desarrollo Electrónico de la Interfaz Mecatrónica

3.1 Sensado Digital

En el capítulo anterior se abordó el tema del Simulador de RTUP en donde se mencionaron los principales componentes de la arquitectura. Uno de los elementos mencionados es la construcción mecánica que ejecuta los movimientos dirigidos por un cirujano durante una RTU, en este capítulo se abordará desde la forma en que se realiza el sensado de cada uno de los grados de libertad hasta el envío de los datos al modelo gráfico en 3D, para lo cual se han utilizado dispositivos electrónicos digitales.

3.1.1 Sensado de los movimientos lineales

3.1.1.1 Movimiento de la camisa del resectoscopio

Para realizar el movimiento longitudinal se diseñó la camisa del resectoscopio la cual permite el deslizamiento del tubo a través del cilindro. El tubo cuenta con una cremallera de 20 centímetros en total para sensar el movimiento, el arreglo mecánico se observa en la figura 3.1.

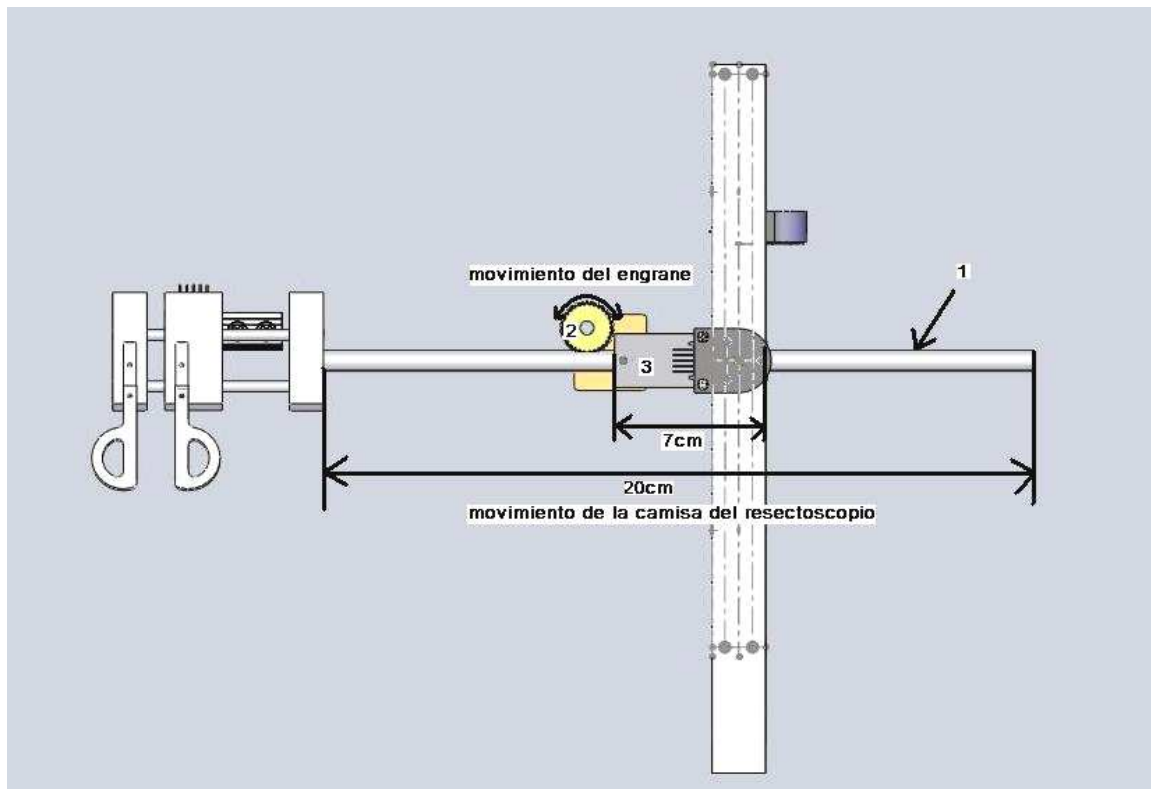


Figura 3.1 Movimiento de la camisa del resectoscopio

El engrane (2) de la Figura 3.1 se encuentra en constante contacto con la cremallera (1) de la camisa del resectoscopio es utilizado para convertir el movimiento lineal de la camisa del resectoscopio en un movimiento rotacional, este movimiento es en dirección horaria o antihoraria, dependiendo de si la vaina es introducida o extraída del engrane

(2). El centro del disco está atornillado a la flecha de un codificador óptico de 1440 pulsos por revolución (Figura 3.2) que permite la lectura del desplazamiento de la camisa del resectoscopio.

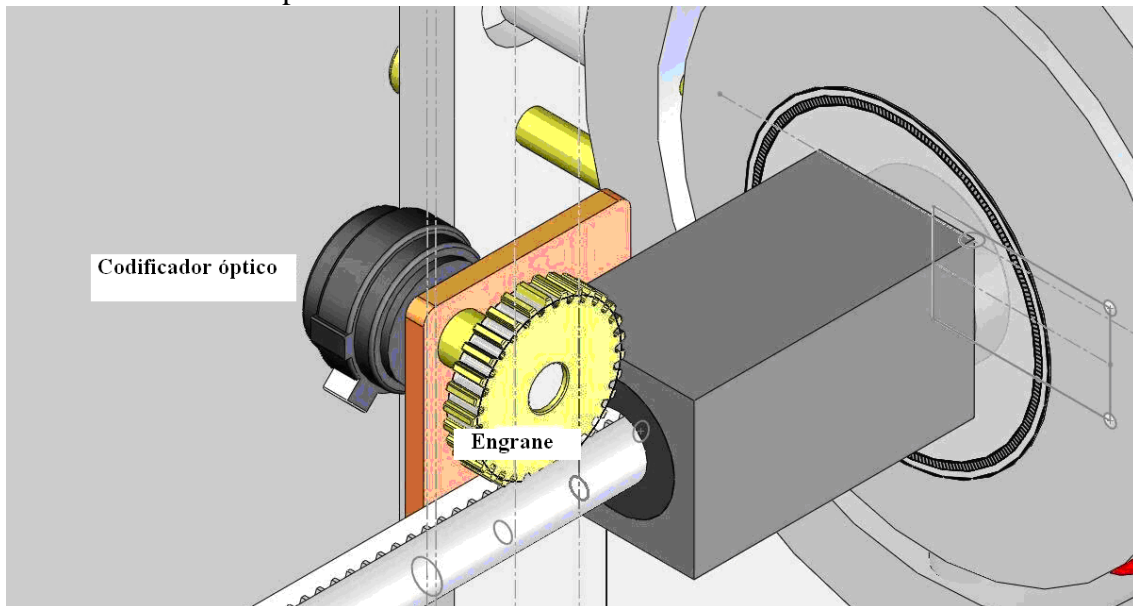


Figura 3.2 *codificador óptico multivoltas instalado.*

El codificador óptico (Figura 3.2) está adaptado al engrane con una tensión de alimentación de 5 [V] en una de sus terminales y referencia (tierra de la fuente de alimentación) en la otra terminal; la tensión de alimentación la proporciona el conector USB de la computadora. La lectura se toma directamente del codificador óptico lineal tipo S4 de la marca US Digital (*EM1/HEDS, 2004*), ya que posee dos canales de salida.

3.1.1.2 *Movimiento de la manija del asa de resección*

La manija del asa de resección tiene un movimiento longitudinal útil de 40 milímetros (Figura 3.3). Para sensar la distancia que se desplaza el bloque móvil (3) se hace uso de un codificador óptico lineal tipo EM1 y una regleta tipo LIN, ambos de la marca US Digital (*EM1/HEDS, 2004*), la regleta está fija a la parte superior del asa de resección.

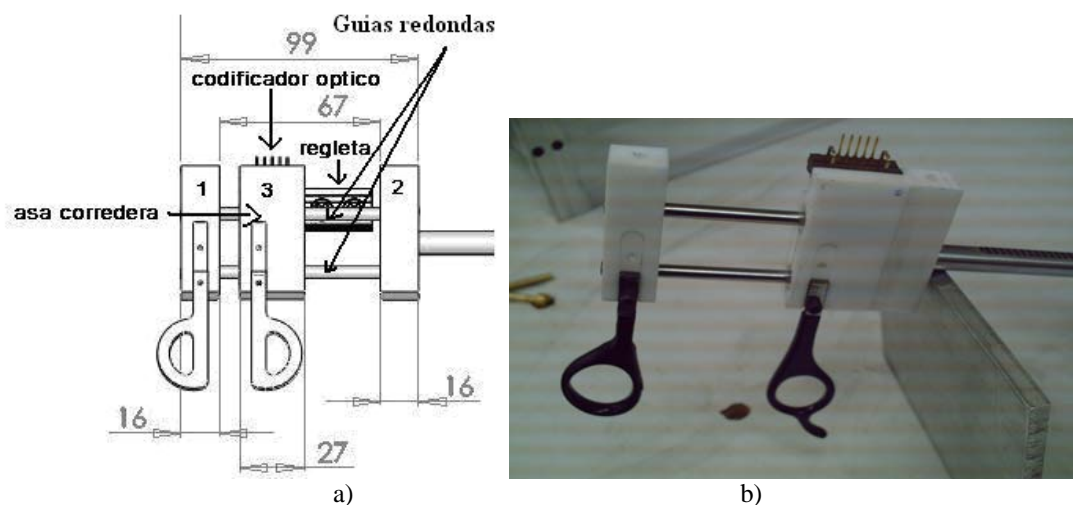


Figura 3.3 *Manija del asa de resección; a) Dimensiones, b) Vista real.*

En la barra móvil (3) de la figura 3.3a se colocó un codificador digital con el objetivo de hacer la lectura de una regleta que está montado sobre uno de las guías redondas. El asa fija (1) está sujeta a las guías redondas al igual que el plástico (2), esto con el objetivo de limitar la asa corredera (3), ya que esta distancia es muy parecida a el asa de resectoscopio real.

El codificador óptico se alimenta de una fuente de 5 [V] que proporciona el puerto USB de la computadora, con lo cual se asegura estar dentro del intervalo de 4.5 a 5.5 [V], que es el intervalo de valores permitidos en las hojas de especificaciones del circuito para su buen funcionamiento (*EMI/HEDS, 2004*). Las terminales de salida de señal del codificador se conecta directamente a las entradas del contador de cuadratura (*LSI Computer System, Inc., 2002*) y a su vez al microcontrolador PIC18F4550 de microchip (*PIC18F2455/2550/4455/4550 Data Sheet, 2007*).

3.1.2 Sensado de los movimientos rotacionales

El arreglo mecánico cuenta con tres grados de libertad rotacionales que son sensados a través de codificadores digitales de la marca US Digital (*US Digital, 2009*). Estos sensores son colocados en los ejes de movimiento del resectoscopio transuretral tal como se observa en la Figura 3.4

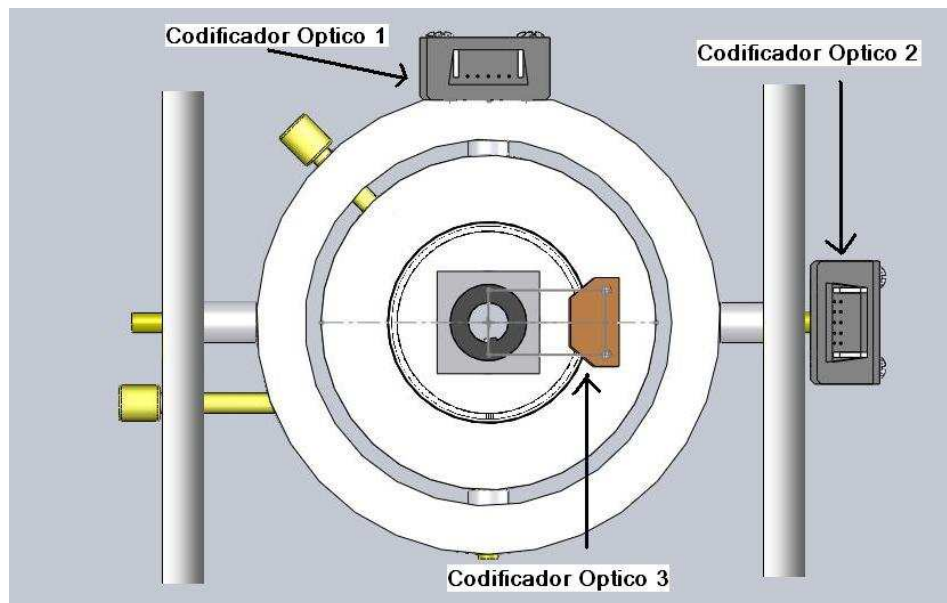


Figura 3.4 Arreglo mecánico de distribución de los codificadores ópticos.

El arreglo mecánico cuenta con la sujeción de tres codificadores ópticos. Estos codificadores se componen de diversos elementos (Figura 3.5) como son: a) módulo codificador, b) disco codificador, c) base, d) cubierta, e) cuerdas de ensamble de disco y f) tornillos de sujeción.

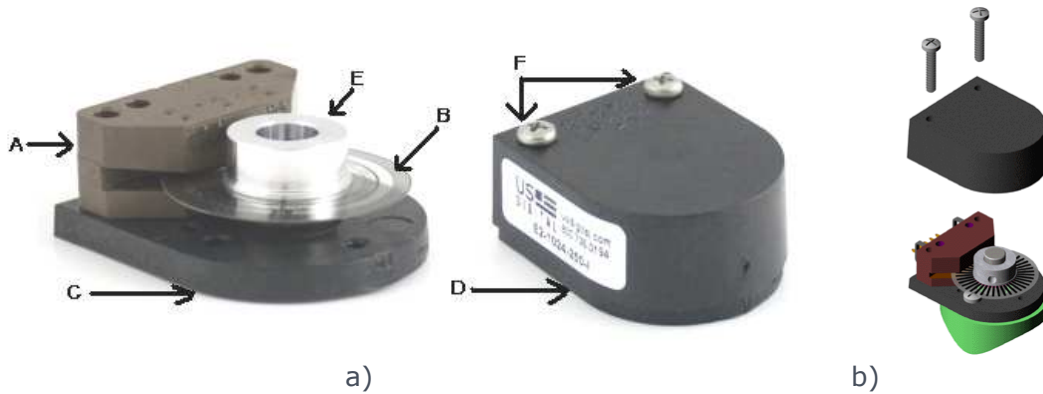


Figura 3.5 Sistema de sujeción de los codificadores ópticos E2 de US Digital (US Digital, 2009), a) Vista real, b) Prototipo CAD.

Los codificadores mencionados anteriormente son codificadores incrementales de tipo lineal y angular, este tipo de codificadores cuentan con un elemento lineal o disco respectivamente (figura 3.5a) con poca inercia que se desplaza solidario a la pieza cuya posición se desea determinar. Dicho elemento posee dos tipos de zonas o sectores, con una prioridad que las diferencias, dispuesta de forma alternativa y equidistante como se muestra en la figura 3.6. De este modo, un incremento en la posición produce un cambio definido en la salida si se detecta dicha prioridad cambiante con la posición mediante un dispositivo o cabezal de lectura fijo.

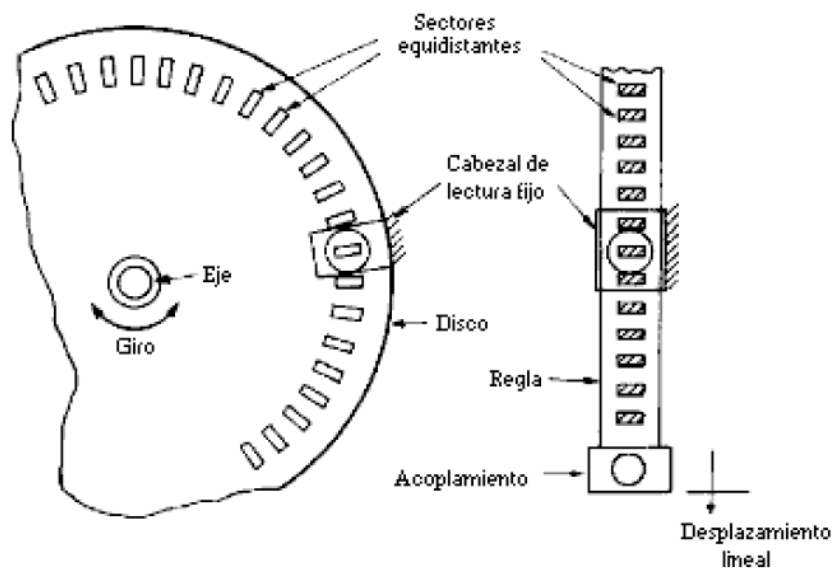


Figura 3.6 Principio de funcionamiento de los codificadores de posición incrementales para posiciones lineales y angulares.

El cabezal de lectura fija tiene módulos de codificación tipo HED-9040 y el HED-9140, las cuales tienen tres canales que generan cada uno de las señales que se muestran en la figura 3.7a. La señal generada en el canal A está desfasada 90 grados con respecto al canal B y el canal I está desfasada a 45 grados entre el canal A y B.

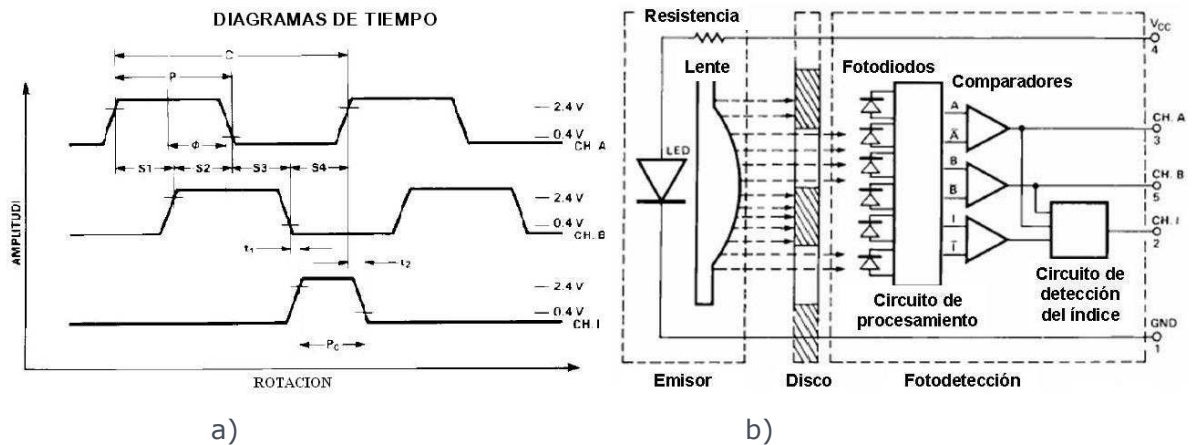


Figura 3.7 a) Señales de salida del codificador digital HED-9040 de US Digital (EM1/HEDS, 2004)
 b) Diagrama de bloques del módulo codificador (Three Channel Optical Incremental Encoder Modules, 2007)

En la figura 3.7b se muestra el arreglo del emisor-receptor, donde un LED emisor y un lente son usados como fuente de luz colimada¹; de lado derecho de la misma imagen se encuentra un circuito integrado de detección, que consiste en un arreglo de fotodetectores y un circuito de procesamiento que da por resultado las formas de onda mostradas en la figura 3.7a.

Para generar las señales cuadradas de los canales A, B e I de la figura 3.7a se utiliza un disco con un patrón de líneas y espacios equidistantes, que al interponerse entre emisor y receptor del codificador óptico interrumpen el haz de luz. Estos discos (figura 3.8) están fabricados de películas de poliéster Mylar que da una mayor durabilidad.

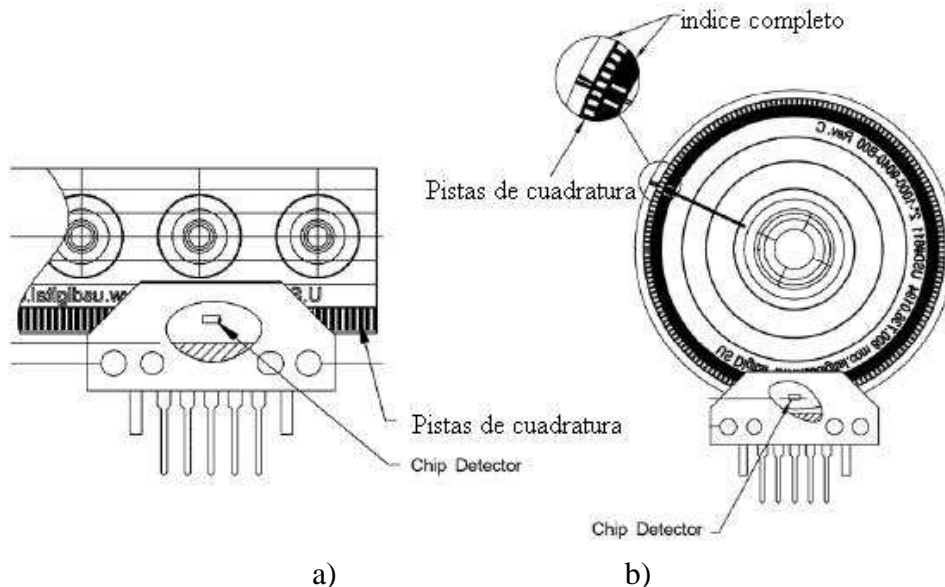


Figura 3.8 Discos codificadores (HUBDISK Transmissive Rotary Hub/Disk Assembly, 2006).
 a) Regleta de películas de poliéster Mylar, b) Disco de películas de poliéster Mylar

¹ Se denomina luz colimada a la luz cuyos rayos son paralelos entre sí, lo que se puede lograr de diferentes formas, siendo la más sencilla hacerla incidir en un espejo cóncavo desde una fuente situada en el foco (Luz colimada, 2008).

Tres de los discos tienen un dado metálico para su instalación junto con el sistema de sujeción E2 y S4 de US Digital, estos codificadores corresponden a los usados con los codificadores 1, 2 de la figura 3.4 y el codificador de la figura 3.2. El codificador 3 de la figura 3.4 utiliza un disco sin dado para poder instalarlo en la herramienta del simulador.

El codificador que se mostró en la figura 3.3 utiliza la regleta o codificador lineal (figura 3.8a); esta regleta está fabricada con película de poliéster Mylan y consta de un patrón de líneas y espacios equidistantes. Cuando el emisor-receptor es recorrido por éste, se generan los pulsos mostrados en la figura 3.7a.

En la figura 3.9 se muestran todos los ejes de movimiento de la interfase mecánica.

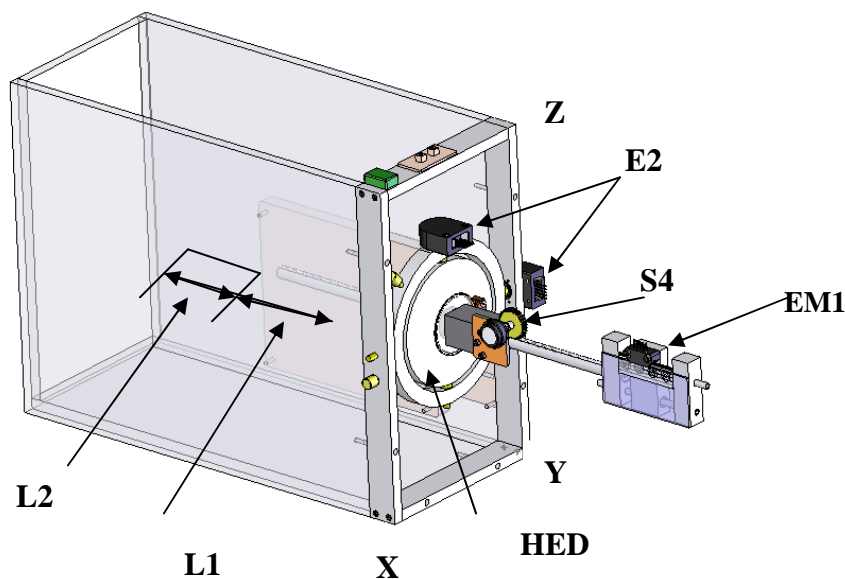


Figura 3.9 codificadores ópticos y desplazamientos (Laboratorio de Micromecánica y Mecatrónica, CCADET).

Para determinar el tipo de codificador óptico necesario para este simulador se tomaron en cuenta varios aspectos como son: confiabilidad, resolución mínima requerida y rango total de medición. Para cubrir todo estos requisitos se realizaron los siguientes cálculos para cada codificador.

Cálculo de resolución mínima para determinar el tipo de codificador óptico a usar para el desplazamiento del engrane en la Camisa del resectoscopio (S4 de la figura 3.9)

Para calcular la resolución mínima requerida y así determinar el codificador adecuado para el desplazamiento del tubo resectoscópico tenemos los siguientes cálculos:

$$\text{Diámetro del engrane} = (0.938)(25.4) = 23.82 \text{ mm}$$

$$\text{El perímetro del engrane es: } (\pi)(23.82) = 74.84 \text{ mm}$$

Proponiendo una lectura mínima en desplazamiento del engrane de 0.5 mm en la camisa del resectoscopio, entonces tendríamos una lectura como se muestra en la figura 3.10.

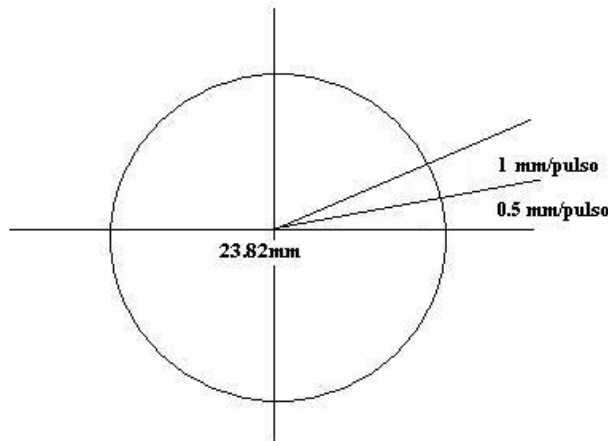


Figura 3.10 Cálculo mínimo requerido para la camisa del resectoscopio con desplazamientos angulares (Nota: ángulos y arcos fuera de escala)

$$\text{Resolución mínima requerida} = \frac{74.84\text{mm}}{0.5 \text{ mm}} = 149.68 \text{ ppr.}$$

Con los datos obtenidos se propuso usar el codificador S4 de US Digital que nos entrega 360 ppr (pulso por revolución) y tiene la ventaja de que cada ciclo puede tener multiplicadores de x1, x2 o x4 dependiendo de la codificación del dispositivo. Este codificador tiene una resolución mínima de 0.207 mm/pulso y 0.051 mm/pulso como máxima.

Determinación del codificador a usar para la asa del resectoscopio (EM1 de la figura 3.9).

Proponiendo una lectura mínima de 0.5 milímetro por cada desplazamiento se determinó usar el codificador óptico de US Digital que tiene la resolución de 6.25 μm por pulso en cada desplazamiento con una regla LIN que tiene una capacidad de 500 cuentas por pulgada (CPI).

Para el cálculo del desplazamiento lineal total se suma el desplazamiento de la asa con el desplazamiento de la camisa del resectoscopio, como se muestra en la figura 3.11.

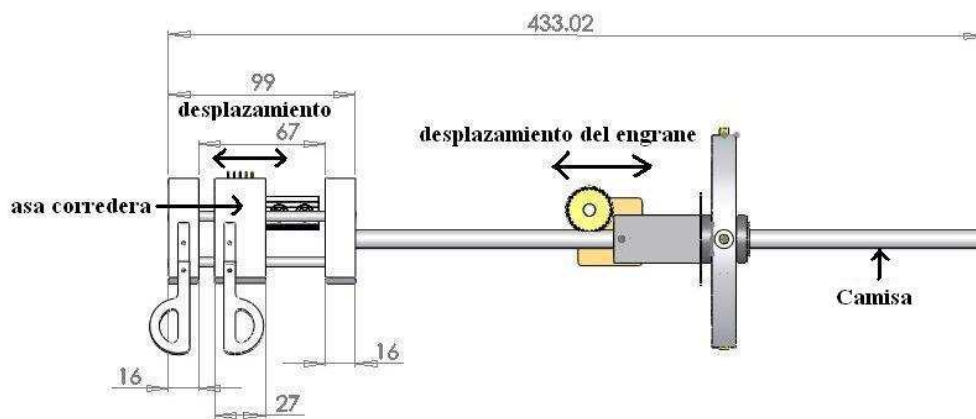


Figura 3.11 Lectura lineal de la camisa del resectoscopio.

La lectura máxima que puede existir entre el asa y la camisa del resectoscopio es de 240mm suponiendo que se encuentra totalmente introducida, el desplazamiento efectivo del asa corredera es de 40mm y el de la camisa es de 200mm por los limitantes que se implantaron en el sistema mecánico.

Cálculo de resolución mínima para determinar el tipo de codificador óptico a usar para el ángulo de giro del asa en el eje central (HED de la figura 3.9).

Para determinar el tipo de codificador óptico a usar para el movimiento angular del asa del reseción tenemos los siguientes cálculos:

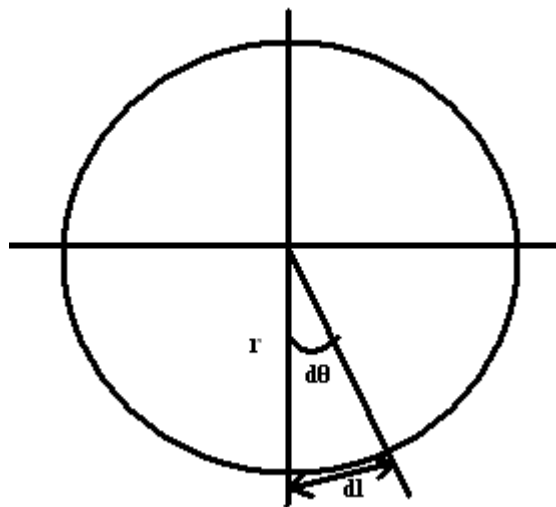


Figura 3.12 Cálculo de pulsos requeridos para el giro del asa de reseción

Proponiendo un valor mínimo de lectura de 0.5 mm y un radio de 5mm, para determinar los pulsos necesarios para cada vuelta completa tenemos los siguientes cálculos (figura 3.12).

dl es la distancia mínima requerida.

dθ es el ángulo de giro correspondiente a dl.

r es el radio del asa de reseción

$$dl=0.5\text{mm}$$

$$r=5\text{mm}$$

$$d\theta = \text{arc tang } (0.5/5)=6.34^\circ$$

Para determinar los pulsos necesarios para un giro de 360° tenemos:

$$\text{PPR}=360^\circ /d\theta =360^\circ/6.34^\circ =56.78\text{ppr.}$$

El codificador óptico utilizado es el HED de US Digital que tiene 2048 PPR, por lo cual tenemos la resolución de mínima de 1.8 mm por pulso y una resolución máxima de 0.45 mm por pulso.

Cálculo de resolución mínima para determinar el tipo de codificador óptico a usar para el ángulo de giro del eje vertical y horizontal (E2 de la figura 3.9).

Cálculo de los movimientos que requiere para los ejes vertical y horizontal (Figura 3.13).

$$S=r \theta$$

Donde:

r es el radio del pivote al extremo de la camisa mas el avance del asa

S es la longitud del arco

θ es el ángulo correspondiente

Dado que tenemos un radio máximo de 200 + 40 milímetros y una lectura mínima de 0.5 milímetro, por lo tanto tenemos los siguientes cálculos.

$$\theta = \frac{S}{r} = \frac{0.5}{240} = \frac{0.0005}{0.240} = 0.000208$$

Teniendo el incremento en esta posición

Calculamos los pulsos para los 360°

$$PPR = \frac{2\pi}{\theta} = \frac{(2)(3.1416)}{0.000208} = 3016$$

$$PPR_{\text{vertical}} = PPR_{\text{horizontal}} = 3016$$

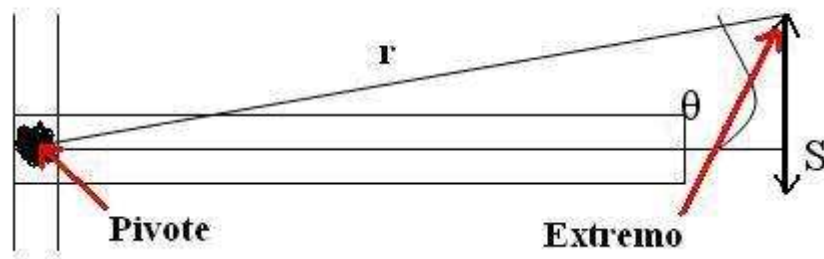


Figura 3.13 Movimientos de la camisa del resectoscopio

Buscando un codificador que cumpla con esta resolución se determinó usar el codificador E2 de US Digital que entrega una resolución mínima de 2048 CPR (conteo por pulso) y una resolución máxima de 8192 CPR.

3.2 Adquisición de las señales

En la figura 3.14 se observa el sistema electrónico completo en donde cada dispositivo transmite la información de forma asíncrona desde las señales digitales hasta los datos a transmitirse al simulador de la próstata.

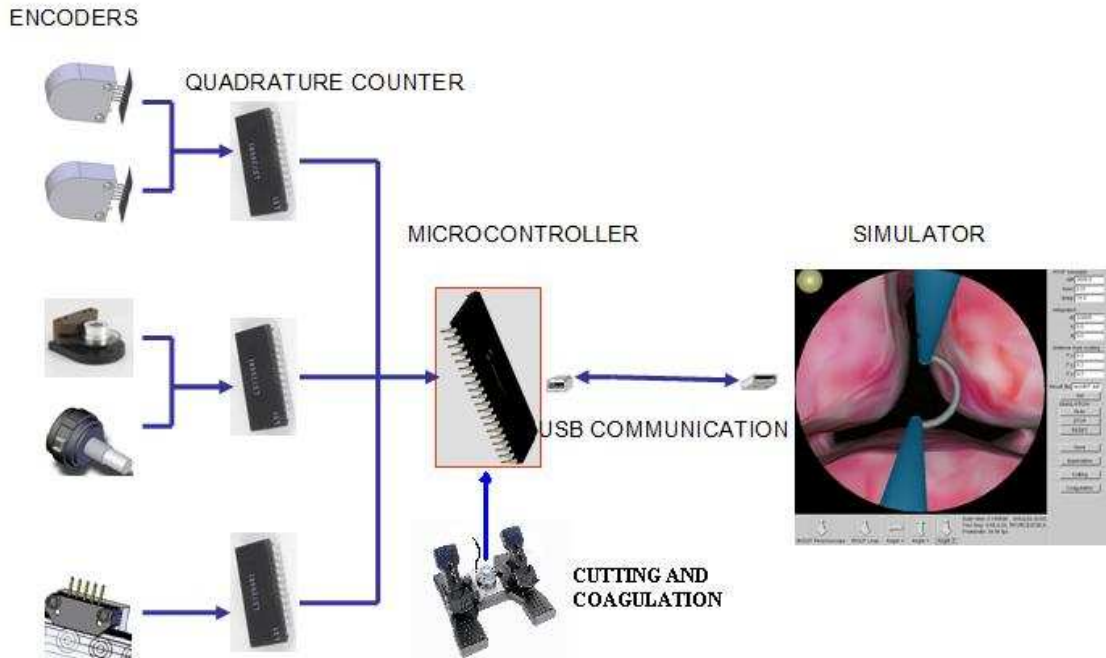


Figura 3.14 Sistema de transmisión de datos.

3.2.1. Control de Interfase entre codificador y contador de cuadraturas.

Para procesar las señales de los codificadores lineales y angulares se incorporó en el circuito 3 contadores de pulso LS7266R1 (LS7266R1 *Data Sheet*, 2002). Este integrado procesa las señales en cuadratura procedentes de los codificadores devolviendo un estado de cuenta preciso de 24 bits por cada codificador. Este proceso es complejo debido a los diferentes estados válidos y de error que deben tenerse en cuenta para obtener un incremento de cuenta y el sentido de giro. Al utilizar este circuito evitamos que el microcontrolador realice estos cálculos y simplemente acceda a los contadores cuando los necesite.

Cada contador de pulsos cuenta con dos entradas para cada codificador óptico, los pines XA y XB se utiliza para la entrada de datos entregada por el codificador óptico, los pines de YA y YB son utilizadas de igual manera para otro codificador óptico, todos los pines del puerto D se utilizan para enviar datos al PIC y el resto de los pines son utilizados para la configuración y activación.

3.2.2. Control de Interfase entre Contador de cuadraturas y microcontrolador.

Todos los pulsos generados y registrados por el contador de cuadraturas se envía al microcontrolador PIC18F4550 (PIC18F4550 *Data Sheet*, 2007). Este microcontrolador

se encarga de sensar los cambios en la señal digital, procesando y determinando el sentido de giro de cada sensor y su desplazamiento (cuenta del número de pulsos), posteriormente se envía a la PC para convertir cada dato en grados ó en centímetros dependiendo del caso. Todas las rutinas de configuración, adquisición, procesamiento y envío de datos por parte de los PIC utilizado se realizó en lenguaje C (CCS, 2008) y con ayuda del ambiente de programación MPLAB- IDE (MPLAB *Integrated Development Environment*, 2009) proporcionado por Microchip.

El PIC18F4550, cuenta con 5 puertos de E/S que incluye un total de 35 líneas digitales de E/S; de los cuales solo se utiliza todo el puerto B, D y parte del puerto C, el pin del puerto RB5 se configuró como entrada para la programación del PIC (Fosler R., et. al.,2003), (Bootloader, 2009). El resto de los pines del puerto B se utiliza para la configuración y control de los contadores de pulsos LS7266R1 (ver diagramas en Anexos de esta tesis). Las terminales del puerto D del microcontrolador fueron configuradas como entrada para recibir información proveniente de los contadores de pulso. De esta forma se construye un programa que se encarga de controlar y sensar la dirección de movimiento del disco del codificador mediante estos puertos mencionados, como función principal, además de leer continuamente la terminal RC0 y RC1 ya que estos puertos se activaron como pulsos para simular el corte y la coagulación de la próstata. Los puertos del PIC se leen continuamente ya que estos envían y reciben información del puerto USB. El desplazamiento se mide a través de la interrupción del microcontrolador cada vez que exista un cambio de señal del canal A del codificador óptico.

Toda la información recopilada por los 3 contadores de pulsos son enviadas al PIC, que es el que se encarga de gestionar el flujo de datos entre los codificadores ópticos y los contadores mencionados.

Todo el circuito incluyendo codificadores ópticos y los microcontroladores (LS7266R1 y PIC18F4550) son alimentados de con una fuente de 5 [V] que proporciona el conector USB de la computadora.

3.3 Procesamiento de los datos

3.3.1 Codificadores ópticos

Los codificadores ópticos muestran en sus pines de salida señales digitales como las que se observan en la Figura 3.15, en donde además se ilustra la tabla de verdad para cada una de las señales suponiendo que el ciclo de trabajo es uniforme (2 pulsos de reloj). En dicha figura se observa: a) cómo la señal del canal B está adelantada respecto al canal A cuando el movimiento del disco es antihorario, mientras que en b) se observa el retraso de la señal del canal B respecto al canal A cuando el movimiento es horario. Para la realización del programa de detección de sentido se uso este retraso o adelanto, asignando un 1 a la variable de sentido de giro si se trataba de un movimiento horario, mientras que en caso de sentido antihorario se asigna un 0.

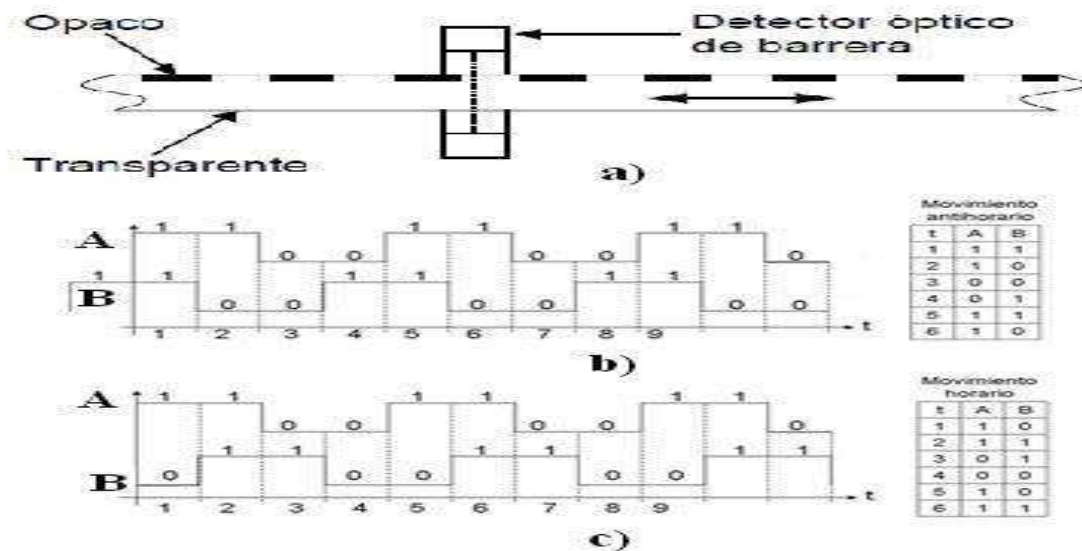


Figura 3.15 Señales digitales y tablas de verdad a) Codificador óptico con detector de barrera, b) movimiento horario y c) antihorario del disco del codificador.

3.3.2 Traslación de la camisa del resectoscopio

Como se mencionó en el punto 3.1.1.1, el arreglo mecánico del codificador óptico y el engrane recorre una distancia de 200 mm, es lo que corresponde a la profundidad útil de la camisa del resectoscopio.

Cuando se determina el origen del codificador se obtiene constantemente el sentido del traslado del engrane (Figura 3.10) y la solicitud de envío de información al contador de pulso y de los pulsos leídos del contador es enviado al PIC para ser procesados y enviados al simulador.

Para determinar el desplazamiento en número de pulsos que pasan entre el fotorreceptor y fototransmisor del codificador óptico se configura el contador de pulsos LS7266R1 (ver diagrama en anexos), en donde se conecta el canal A del codificador a la terminal YA y el canal B se conecta a la terminal YB del contador, para contar el número de pulsos en esa terminal y decrementar o incrementar el contador LS7266R1, que corresponderá al desplazamiento del codificador. El diagrama de flujo de los movimientos se muestra en la Figura 3.16.

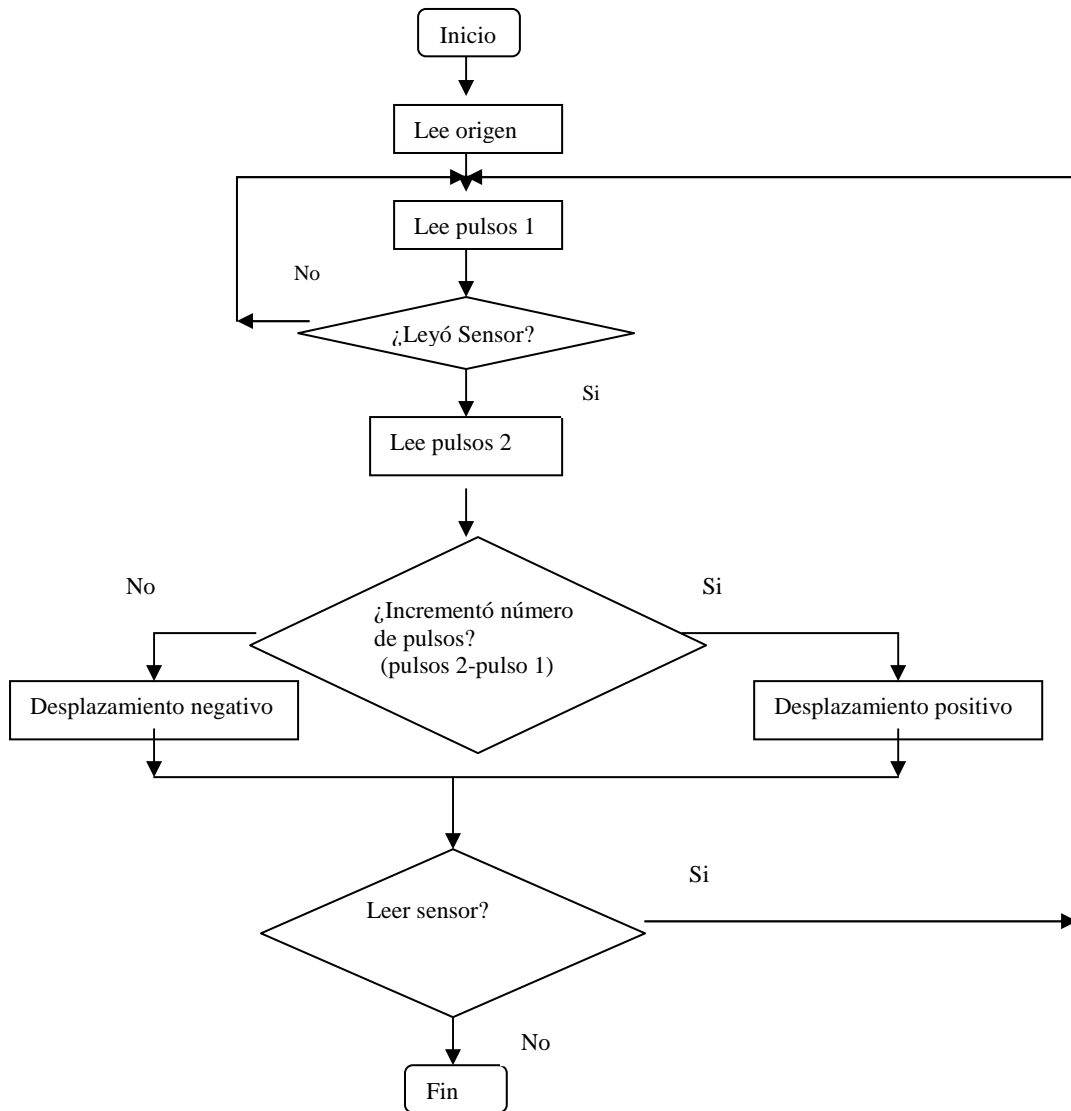


Figura 3.16 Diagrama de flujo de la camisa del resectoscopio.

El contador de pulsos LS7266R1 registra todos los movimientos del codificador y tiene un número de contador máximo que es 16777216 que resulta de 24 bits. El origen del codificador siempre es cero para el contador de pulsos y dependiendo de los pulsos y de los movimientos que se realice es el resultado que registra dicho contador, si la camisa del resectoscopio es introducida el contador aumenta de 0, 1, 2, 3..., en caso contrario si la camisa del resectoscopio es extraída el contador decremента del ultimo valor registrado. Por ejemplo si llegó a 3 decremента 3, 2, 1, 0, 16777215, 16777214, 16777213..., y así sucesivamente como se muestra en la figura 3.17.



Figura 3.17 Lectura de contador de pulsos LS7266R1 de los pulsos generados por el codificador óptico
(Nota: La distancia entre cada pulso están de fuera de escala)

Cabe destacar que los números que se muestra en la figura 3.17 son los números que registra el contador de pulsos LS7266R1 de los pulsos generados por el codificador óptico.

El contador de pulsos tiene dos entradas que corresponden a XA, XB, YA y YB para la conexión de los codificadores ópticos.

3.3.3 Traslación de la manija de la asa de resección.

El arreglo mecánico mostrado en la figura 3.3 a) es el empleado para monitorear el movimiento de la asa de resección; se puede ver en la figura que el arreglo tiene una regleta lineal para medir el movimiento generado por la barra móvil (3).

El diagrama de flujo que se utiliza para obtener la lectura del codificador se muestra en la Figura 3.16.

La barra móvil (3) recorre una distancia de 40mm, es lo que corresponde a la profundidad útil de la asa del resectoscopio. Al determinar el origen del codificador se obtiene constantemente el sentido del traslado de la barra móvil (3) y el registro de información al contador de pulsos. Los pulsos leídos del contador son enviados al PIC para ser procesados y enviados al simulador.

La metodología que se emplea para la adquisición de datos para la manija de la asa de resección es la misma que se emplea para la camisa del resectoscopio.

3.3.4 Lectura de los codificadores ópticos angulares

En la figura 3.4 se mostró el arreglo mecánico que tiene adaptado tres codificadores ópticos, que es la utilizada para obtener los pulsos de los movimientos generados por el resectoscopio; se puede ver en la figura que cada codificador tiene una regleta circular para medir los movimientos generados por el resectoscopio.

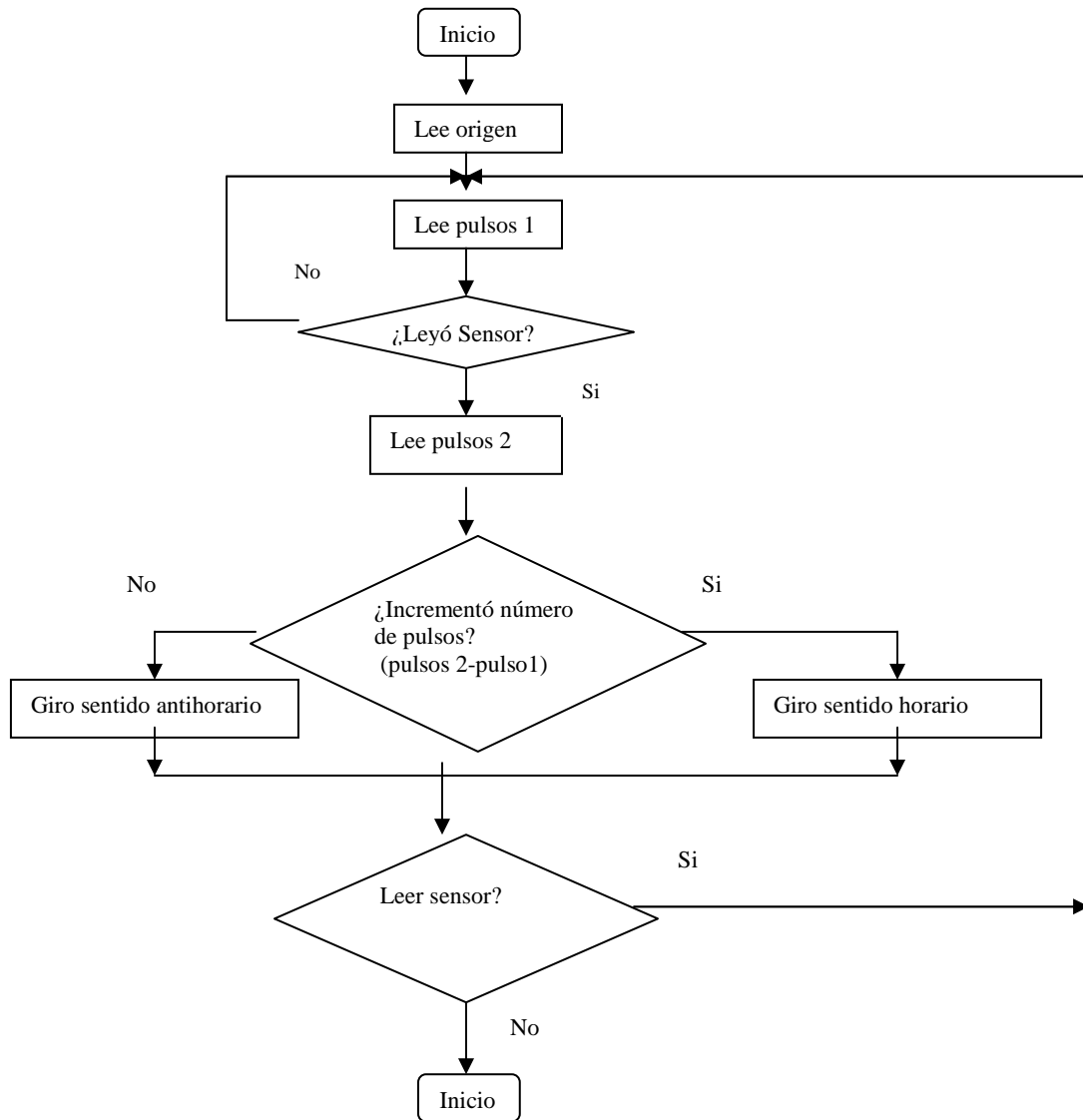


Figura 3.18 Diagrama de flujo de los codificadores ópticos angulares.

Para determinar el origen de los codificadores se establece un punto inicial llamado home (inicio) del sistema y a partir de ese punto empiezan las lecturas para los codificadores, en la figura 3.19 se muestra el origen y los diferentes casos para cada codificador. El diagrama de flujo de los movimientos se muestra en la Figura 3.18.

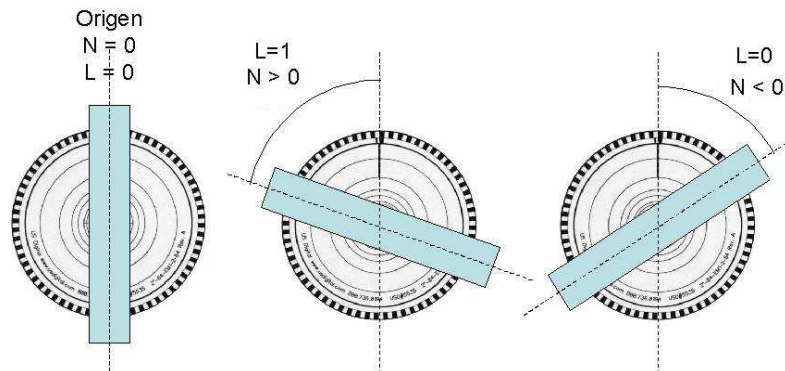


Figura 3.19 Posibles valores de N y L durante el sensado.

Cuando se determina el origen del codificador se obtiene constantemente el sentido del giro y la solicitud de envío de información al contador de pulso. Los pulsos leídos del contador son enviados al PIC para ser procesados y enviados al simulador.

Para la lectura de los pulsos se ocupa la misma metodología que se utilizó para la camisa del resectoscopio.

3.3.5 Control y procesamiento de datos del PIC.

Una vez obtenido los datos del codificador y registrados en los contadores de pulso se obtiene constantemente la lectura de los contadores de pulsos y la solicitud de envío de información al PIC, lo cual se logra con la subrutina SENTIDO DE GIRO mostrada en la Figura 3.20.

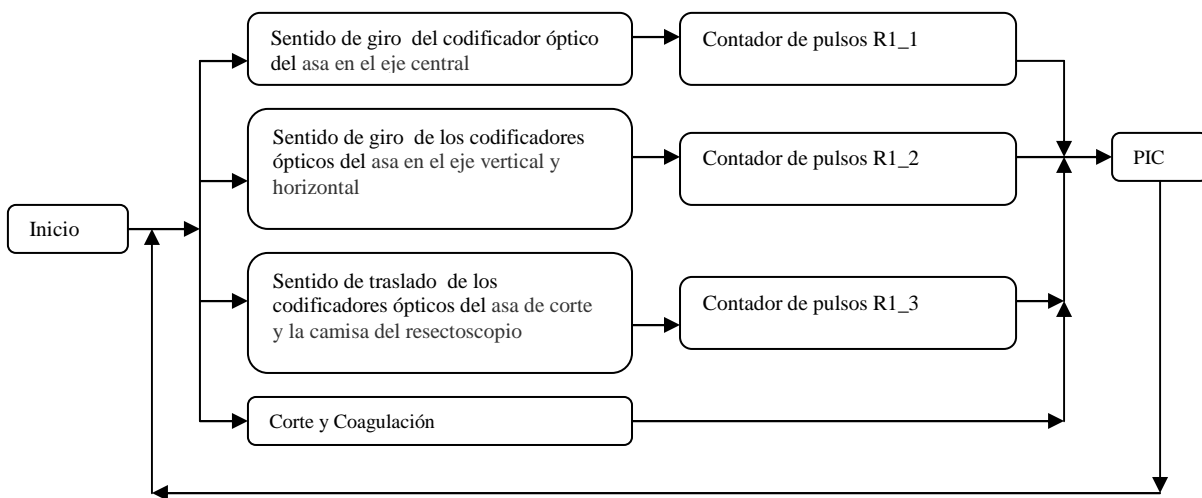


Figura 3.20 Diagrama de flujo de Control y procesamiento de datos del PIC.

El PIC está leyendo constantemente de los contadores de pulso para procesar la información y mandarlo a la PC por comunicación USB.

Los datos provenientes de corte y coagulación están configurados de los pines RC0 y RC1 y son interpretados como pulsos por el PIC y con esto se determina si hay corte o coagulación en el simulador.

3.4 Sistema de comunicaciones

Para el diseño electrónico se ocuparon cuatro microcontroladores, tres contadores de pulsos LS7266R1, cada uno con dos canales y el PIC18F4550, para ello se debe contar con un sistema de comunicaciones que permita el flujo de información a la PC de forma rápida y segura, la información que se enviará debe ser muy eficiente y que se refleje de forma visual en el simulador.

El simulador cuenta con un sistema visual de un intervalo de 20 a 30 [Hz] y es por ello que la información que adquiere tiene que ser proporcional para desplegar en este intervalo.

Para enviar la información requerida para este sistema se determinó usar el puerto USB de velocidad media de 125Mbps. Con esta velocidad de transmisión obtenemos un flujo de información muy rápida y eficiente.

La forma de adquisición de datos desde el simulador es por medio de comandos. Se diseñó una rutina que envía los comandos en hexadecimal y al ser recibidos por el PIC activa el Contador de pulsos para adquirir dichos datos de forma simultanea.

El microcontrolador PIC18F4550 está diseñado para transmitir por el puerto USB por lo cual se realizó esta comunicación.

El simulador de la próstata recibe constantemente los bloques de datos provenientes del PIC.

Cuadro 3.1
Lectura de datos desde el simulador.

```

void DatosR1_1_X(); //comando para pedir datos del pic
int ResultadoPIC(); //regresa la lectura de los encoder
void usbInit(void); //inicializa la comunicacion usb

int main(int argc, char *argv[])
{
    int resultado=0, valor, valor2, valor6;
    float valor3, valor4, valor5, desp_1=0, desp_2=0;

    usbInit(); //inicializamos usb
    while (TRUE)
    {
        //datos de la X1 del encoder central (de giro central)

        DatosR1_1_X(); //enviamos comando para la lectura en X1 del R1
        resultado = ResultadoPIC(); // datos que manda el PIC

        if(resultado>8388607)//mitad del valor máximo como positivo y la otra negativa
        {
            valor=resultado-16777216;//resultado - valor maximo del R1 (2 a la 24)
            valor2=(valor)%2048; // sacamos el modulo (imprimimos el residuo de la division)
        }
        else
        {
            valor=resultado;
            valor2=(valor)%2048;//obtenemos el modulo(residuo de la division)
        }
        valor3=(float)(360.0/2048.0)*valor2;//conversion en grados
    }
}

void DatosR1_1_X()
{
    BYTE* send_buf = (BYTE*)malloc (1);
    send_buf[0] = 0x00; // Código de Entrada a Modo_Lectura
    SendPacket(send_buf, 1);
}

int ResultadoPIC()
{
    int result=0;
    byte LS, MS, HS; //bits menos significativos y mas significativos
    byte* receive_buf = (BYTE*)malloc(3);
    DWORD RecvLength = 3;
    ReceivePacket(receive_buf, &RecvLength);

    LS = receive_buf[0];
    MS = receive_buf[1];
    HS = receive_buf[2];
    result=(int)LS +(int)(MS*256)+ (int)(HS*65536);

    return result;
}

```

La rutina de la tabla 3.1 muestra la forma de adquisición de datos en donde la función DatosR1_1_X; envía el comando 0x00 que indica al PIC que requiere la lectura del codificador que está en el eje central, de la misma manera se envían los otros comandos para obtener la lectura pero por cuestiones de espacio no se puso en este cuadro. Los

comandos son los que se menciona a continuación: El comando 0x01 indica que se requiere la lectura del codificador que está en el eje vertical, el comando 0x02 es para el eje horizontal, el comando 0x03 es para la lectura de la asa del corte, el comando 0x04 es para la lectura de la camisa del resectoscopio, el comando 0x05 es para la lectura del corte y coagulación. En total son 6 comandos que se envía al PIC en hexadecimal.

La función ResultadoPIC regresa los datos leídos del PIC en números enteros, estos números enteros son los pulsos generados por los codificadores ópticos. Al momento de obtener los datos de la función ResultadoPIC se interpreta en grados sacando el modulo y tomando el valor del residuo, se multiplica por 360 grados y se divide por el número de pulsos entregado por los codificadores ópticos. Esta operación solo se aplica para 3 de los codificadores que son: el codificador del eje central, el codificador del eje vertical y horizontal. Los otros dos codificadores (el codificador de asa de corte y el de la camisa del resectoscopio) se interpreta en milímetros. La función main del código tiene un ciclo infinito (while), con esto es posible adquirir la lectura de forma simultanea.

Se tiene una función llamada Datos_del_corte_coag() que envía el comando 0x05 en hexadecimal al PIC para adquirir datos de las interrupciones generadas por los pedales al momento de simular el corte o coagulación. Los datos son obtenidos de la función ResultadoPIC y se interpreta como falso para el valor 0 (no hubo corte) y 1 como verdadero para el corte (si hubo corte), de igual manera se interpreta para la coagulación.

Cuadro 3.2
Lectura de datos desde el simulador.

```

void main(void)
{
    // declaracion de variables
    int8 recibe[1];
    int8 envia[3];
    int16 value;

    // inicia USB
    usb_init();
    usb_task();
    usb_wait_for_enumeration();
    // inicia puertos
    output_b(0b11000001);
    output_d(0b00000000);
    delay_cycles(2);
    // inicia LS7266R1
    comandoR1_1(0x86);
    delay_cycles(2);
    comandoR1_1(0x81);
    delay_cycles(2);
    comandoR1_1(0xb8);
    delay_cycles(2);
    comandoR1_1(0xc1);
    delay_cycles(2);
    comandoR1_1(0x98);
    delay_cycles(2);
    comandoR1_1(0x82);
    delay_cycles(2);
    while (TRUE)
    {
        if(usb_enumerated()) //si el PicUSB está configurado
        {
            if (usb_kbhit(1)) //si el endpoint de salida contiene datos del host
            {
                usb_get_packet(1, recibe, 1); //obtenemos el paquete de tamaño 3bytes del EP1 y almacenamos en recibe
                if (modo == 0) // Lee posicion del R1_1 en X1
                {
                    comandoR1_1(0b10010000); // Congelamos la cuenta para escribir al registro RLD
                    comandoR1_1(0b10000001); // Reseteamos el BP
                    output_d(0b00000000); //limpia el PORD
                    set_tris_d(0b11111111); //PORD como entrada
                    resLB = leeR1_1_X();
                    resMB = leeR1_1_X();
                    resHB = leeR1_1_X();
                    usb_put_packet(1, envia, 3, USB_DTS_TOGGLE); //enviamos el paquete de tamaño 1byte del EP1 al PC
                }
            }
        }
    }
}

```

El diagrama 3.2 muestra el código utilizado para el PIC en donde se tiene los comandos que manda a activar los contadores de pulso, al igual que el código anterior este código está en un ciclo infinito para poder obtener datos constantemente.

Se tiene una comparación en el ciclo infinito donde se pregunta si el comando que se recibió es 0 en hexadecimal, si es así se accede al primer contador de pulsos y obtiene los datos, la secuencia es la misma para los siguientes contadores de pulsos pero ya no se puso los otros comparadores por cuestiones de espacio.

La comunicación entre el PIC y los contadores de pulso se realiza directamente activando cada uno en el momento de ser usado, como los contadores de pulsos tienen una respuesta muy rápida es por ello que fue posible hacer este tipo de comunicación.

Para que el PIC pueda obtener los datos provenientes de los contadores de pulso se activa el puerto D de los pines RD0 al RD7, la lectura entregada por los contadores de pulso se obtiene del puerto de salida de los pines RD0 al RD7.

Cada uno de los contadores de pulsos envía 8 bytes al PIC, las cuales 4 bytes corresponden a dos codificadores ópticos (2 bytes por codificador). Una vez que el PIC tiene los datos de los contadores los envía al simulador como números enteros y en el simulador se convierte en grados o milímetros dependiendo del caso.

La tabla 3.1 se muestra el orden que se envían los datos del PIC a la PC.

Tabla 3.1
Protocolo de los datos enviado del PIC a la PC.

| Información | Número de Bytes. |
|--------------------------|------------------|
| Eje central. | 3 |
| Eje vertical. | 3 |
| Eje horizontal | 3 |
| Asa de corte | 3 |
| Camisa del resectoscopio | 3 |
| Corte y coagulación. | 1 |

3.5 Implementación del sistema.

Para poder implementar el sistema inicialmente se realizó pruebas a nivel de placas de prototipos (figura 3.21).

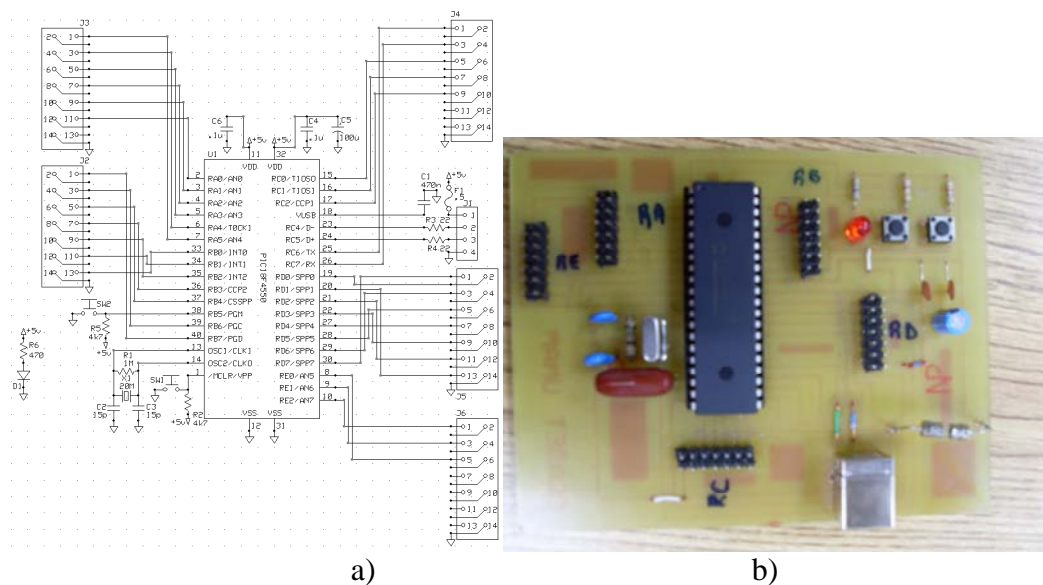


Figura 3.21 Tarjeta de pruebas: a) Esquemático, b) Circuito impreso.

Con esta tarjeta se hizo varias pruebas de lectura con los codificadores ópticos.

Con el sistema funcionando correctamente se diseñó la placa del circuito impreso completo para realizar el montaje de los circuitos en la interfaz mecánica. La placa final se observa en la figura 2.22.

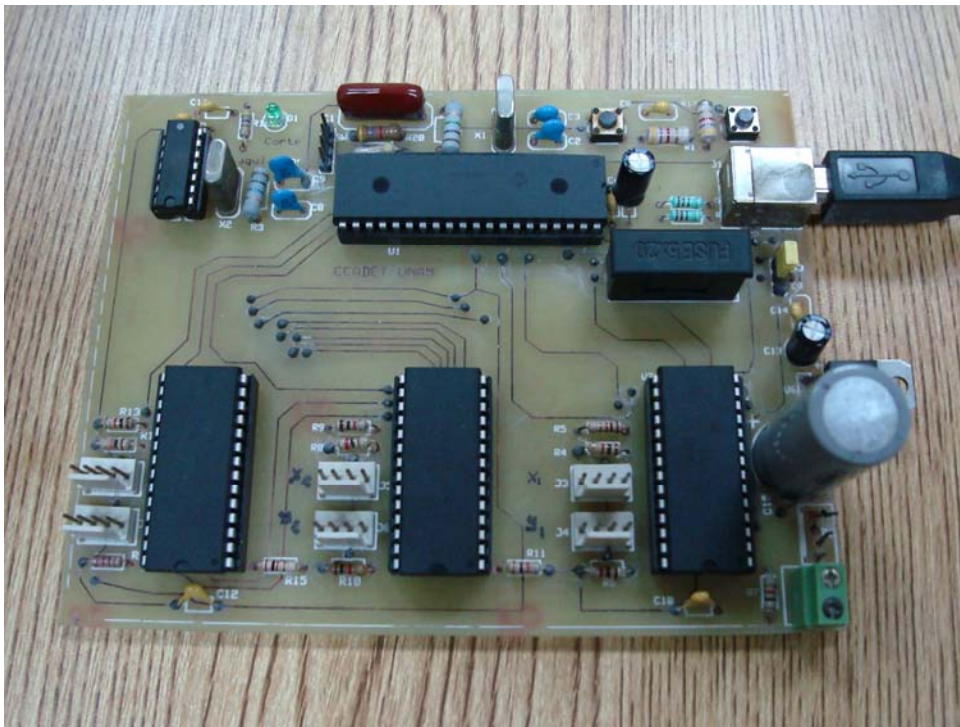


Figura 3.22 Placa de circuito impreso final.

El sistema completo de la interfaz mecatrónica con la electrónica montado se muestra en la figura 3.23.



Figura 3.23 Sistema mecatrónico completo.

Capítulo 4

Pruebas metrológicas y validación médica

4.1 Prueba metrológicas

Con el objetivo de identificar los posibles errores de la posición sentido por la herramienta mecatrónica respecto a la posición real, se realizaron pruebas metrológicas cuyo procedimiento y resultados se muestran a continuación.

4.1.1 Pruebas de posición

Para cualquier sistema de instrumentación, un aspecto importante es la comparación de las mediciones realizadas en el sistema diseñado en relación con un patrón confiable, con el fin de determinar los posibles errores que pudieran existir.

Para identificar los posibles errores de la posición sensada por la herramienta mecatrónica, se le sometió a una serie de 13 mediciones de posiciones espaciales (x,y,z), obteniendo los puntos en el espacio de trabajo usando un seguidor óptico de la marca Polaris (figura 4.1) con resolución en decenas de micrómetros. Este representa el patrón de medición confiable.

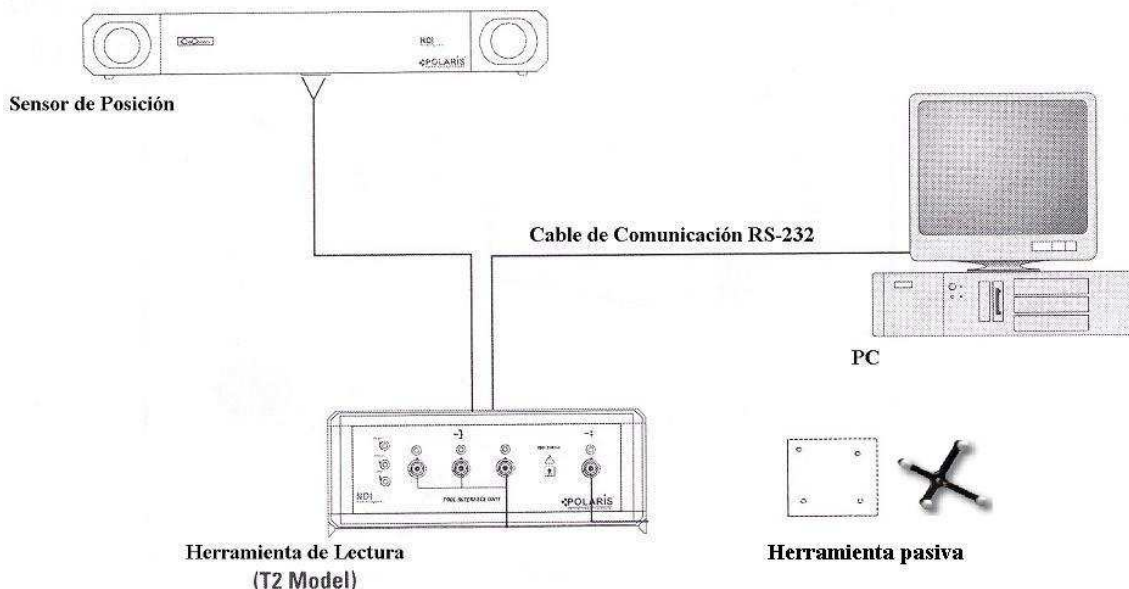


Figura 4.1 Instrumento de medición de coordenadas marca Polaris (NDI POLARIS., et. al, 2004).
Laboratorio de Análisis de Imágenes y Visualización, CCADET, UNAM

El seguidor óptico de la marca Polaris es un sistema de rastreo (figura 4.2). Al medir la posición en 3D de los marcadores, determina las posiciones en tiempo real y las orientaciones de cada herramienta (NDI POLARIS., et. al, 2004).



Figura 4.2 Medición de posición en el espacio con marcadores.

Para realizar las mediciones de los datos en 3D con la interfaz mecatronica se elaboró un programa que captura cada posición generada por la camisa del resectoscopio tomando en cuenta tres codificadores. Se tomaron los dos codificadores que miden los ángulos en X y Y y un tercero del desplazamiento.

Para poder efectuar las mediciones de las coordenadas, se apuntó el marcador en la punta de la camisa del resectoscopio (Figura 4.3) ya que el seguidor óptico determina la distancia por medio de los marcadores. Los datos obtenidos en cada punto corresponden a la posición (x,y,z)(figura 4.4).



Figura 4.3 Prueba metrológica.

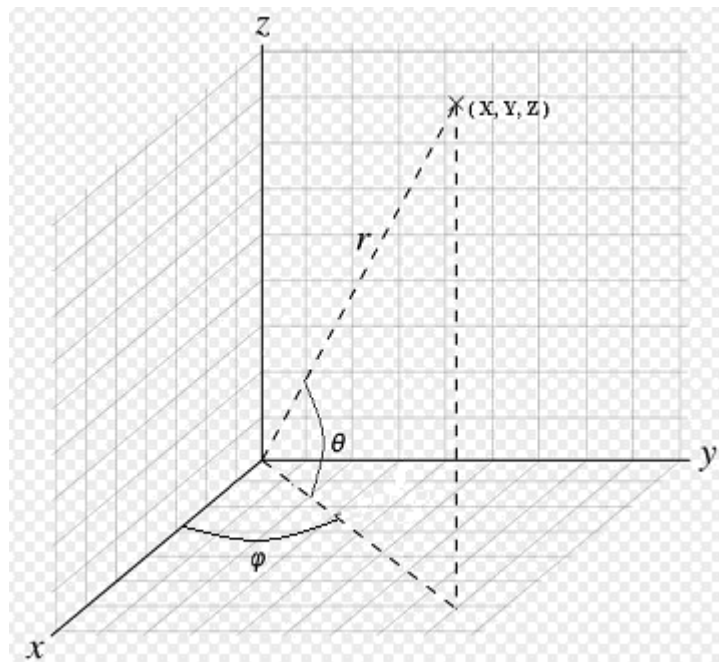


Figura 4.4 Diagrama de la posición espacial de la punta del resectoscopio. El origen es el cruce de los tres ejes rotacionales. α es el ángulo del sensor óptico 2, mientras γ el del sensor óptico 3.

No se tomó en cuenta el eje central de rotación y el asa de resección ya que no influyen en la posición de la punta del resectoscopio, sino sólo en su orientación.

La prueba consistió en realizar 10 lecturas con el seguidor óptico cuando la herramienta apuntaba hacia un punto conocido, para posteriormente obtener su promedio. Las ecuaciones de transformación de los datos a las coordenadas se muestran en el cuadro 4.1.

Cuadro 4.1

Ecuaciones de transformación de coordenadas

| |
|---|
| $X=r \cdot \cos \theta \cdot \cos \varphi$ $Y=r \cdot \cos \theta \cdot \sin \varphi$ $Z=r \cdot \sin \theta$ |
|---|

Donde:



Figura 4.5 Esquema de la punta de la camisa del resectoscopio.

r: Profundidad de la camisa del resectoscopio (figura 4.5)

Se fijó la caja de acrílico de la interfaz mecatrónica como el punto de referencia del seguidor óptico en una mesa para evitar los posibles movimientos. Al medir cada uno de los puntos se fijó la herramienta.

Tanto las mediciones hechas con el seguidor óptico, como con la registrada por la interfaz, se tomó la primera lectura como origen, es decir (0,0,0). Para obtener los valores referenciados al del seguidor óptico, se hizo una suma de vectores para trasladar el punto inicial de la interfaz mecatronica al punto inicial del seguidor óptico. La tabla número 4.1 muestra las lecturas obtenidas.

Tabla 4.1

Lecturas de posiciones (x,y,z) con el seguidor óptico y la interfaz mecatronica.

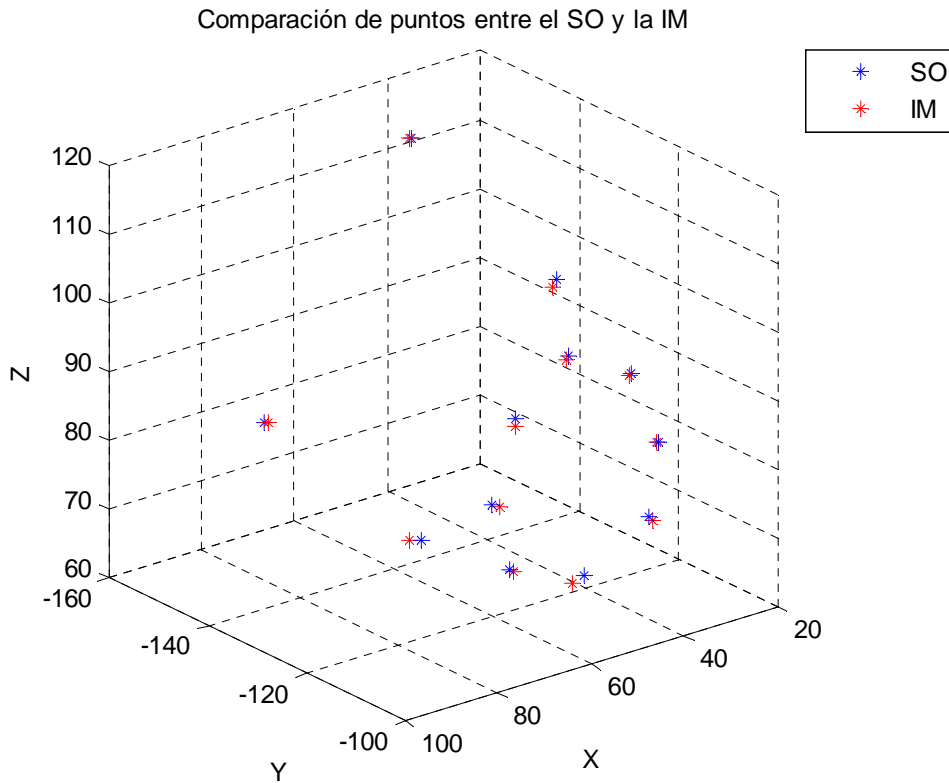
| | Datos del Seguidor Óptico | | | Datos de la Interfaz Mecatronica | | |
|------------|---------------------------|----------|---------|----------------------------------|----------|---------|
| | Xso | Yso | Zso | Xim | Yim | Zim |
| 0 (origen) | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 53.656 | -107.304 | 69.004 | 55.417 | -107.913 | 68.019 |
| 2 | 68.629 | -108.466 | 72.77 | 68.236 | -107.881 | 72.471 |
| 3 | 72.378 | -108.411 | 82.804 | 71.613 | -107.718 | 82.529 |
| 4 | 67.631 | -108.064 | 94.476 | 68.255 | -107.622 | 93.708 |
| 5 | 56.605 | -107.973 | 101.303 | 57.087 | -107.655 | 100.963 |
| 6 | 43.814 | -107.163 | 96.458 | 43.699 | -107.663 | 95.942 |
| 7 | 37.956 | -107.072 | 85.302 | 37.434 | -107.967 | 84.766 |
| 8 | 39.871 | -107.15 | 74.739 | 39.135 | -107.141 | 74.144 |
| 9 | 50.886 | -143.042 | 61.235 | 51.313 | -144.773 | 60.697 |
| 10 | 81.687 | -145.658 | 83.746 | 81.255 | -145.141 | 83.974 |
| 11 | 50.101 | -145.838 | 118.593 | 50.475 | -145.577 | 118.767 |
| 12 | 22.514 | -142.338 | 93.425 | 22.656 | -143.095 | 92.067 |

Los valores mostrados en las tablas 4.1, 4.2 y 4.3 son en milímetros para cada uno de los puntos leídos.

En la grafica 4.1 se observa la dispersión de puntos tomados por el Seguidor Óptico (SO) y la Interfaz Mecatronica (IM)

Gráfica 1.

Comparación de los puntos tomados por el Seguidor Óptico (SO) y la Interfaz Mecatrónica (IM).



Se puede observar la distancia entre cada punto muestreado en donde existe errores mínimos.

En la tabla 4.2 se muestra los valores en valor absoluto para cada uno de los puntos medidos para la interfaz mecatrónica con respecto a las leídas por el seguidor óptico.

Tabla 4.2
Errores absolutos en milímetros.

| | X | Y | Z |
|------------|-------|-------|-------|
| 0 (origen) | 0 | 0 | 0 |
| 1 | 1.761 | 0.609 | 0.985 |
| 2 | 0.393 | 0.585 | 0.299 |
| 3 | 0.765 | 0.693 | 0.275 |
| 4 | 0.624 | 0.442 | 0.768 |
| 5 | 0.482 | 0.318 | 0.34 |
| 6 | 0.115 | 0.5 | 0.516 |
| 7 | 0.522 | 0.895 | 0.536 |
| 8 | 0.736 | 0.009 | 0.595 |
| 9 | 0.427 | 1.731 | 0.538 |
| 10 | 0.432 | 0.517 | 0.228 |
| 11 | 0.374 | 0.261 | 0.174 |
| 12 | 0.142 | 0.757 | 1.358 |

De la tabla 4.2 se obtuvo el promedio de los errores por cada uno de los ejes de posición y que se muestra en la tabla 4.3.

Tabla 4.3

Error absoluto promedio por cada eje de la interfaz mecatronica.

| Error Absoluto Promedio | | |
|-------------------------|-------|-------|
| X | Y | Z |
| 0.564 | 0.609 | 0.551 |

4.2 Validación médica

Debido a que el simulador de RTUP está propuesto para los médicos residentes y expertos en urología se hizo una encuesta y se sometió al manejo del simulador a 32 expertos y 7 residentes en la técnica de la RTU.

El Dr. Sergio Durán Ortiz (*INR, Médicos; 2008*) cirujano urólogo egresado del hospital general “Dr. Manuel Gea González” adscrito del Instituto Nacional de Rehabilitación (INR), miembro titular de la Sociedad Mexicano de Urología y el Consejo Mexicano de Urología. Profesor de Posgrado de Urología, UNAM, es el que asesoró en los aspectos clínicos del desarrollo del simulador.

4.2.1 Graficación de los resultados.

Para la evaluación del simulador de RTU se hicieron varias preguntas a los urólogos expertos después de haberlo utilizado y se obtuvieron resultados que se muestran en las siguientes tablas y graficas (*Sweet R., et. al., 2004*).

Tabla 4.4

Resultado de aceptación de la Instrumentación

| | |
|--------------------------------------|----|
| ¿Cómo encuentra la instrumentación?. | N |
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 0 |
| Ligeramente inaceptable | 1 |
| Neutral | 0 |
| Ligeramente aceptable | 10 |
| Moderadamente aceptable | 18 |
| Totalmente aceptable | 3 |

Gráfica 2. Niveles de aceptación de la instrumentación.

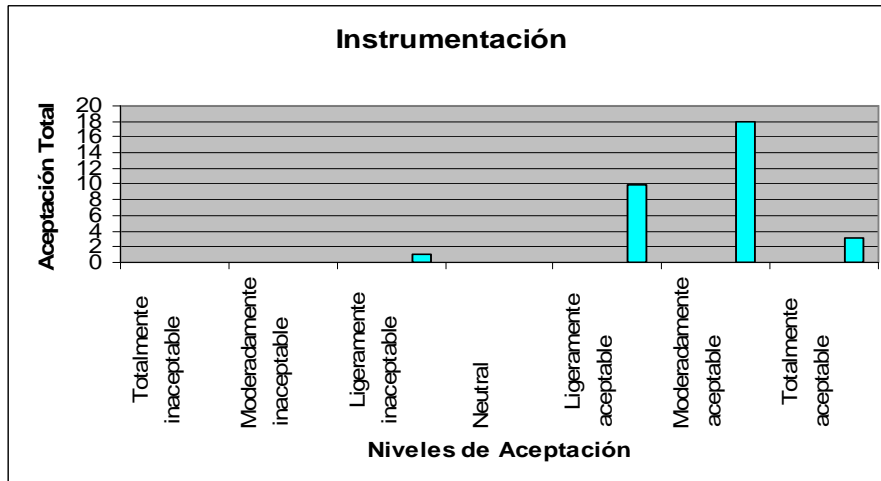


Tabla 4.5
Niveles de aceptación del sangrado

| ¿Cómo encuentra el sangrado, burbujas al cauterizar? | N |
|--|----|
| Totalmente inaceptable | 4 |
| Moderadamente inaceptable | 3 |
| Ligeramente inaceptable | 4 |
| Neutral | 2 |
| Ligeramente aceptable | 11 |
| Moderadamente aceptable | 8 |
| Totalmente aceptable | 0 |

Gráfica 3. Niveles de aceptación del sangrado

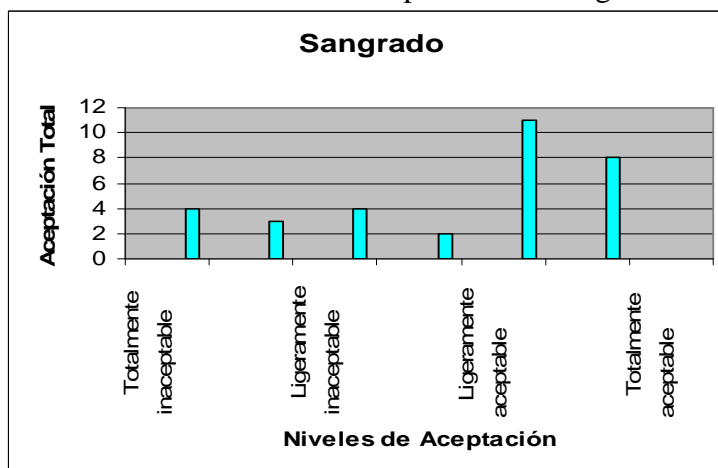


Tabla 4.6

Niveles de aceptación del realismo auditivo

| | |
|---------------------------------------|----|
| ¿Cómo encuentra el realismo auditivo? | N |
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 1 |
| Ligeramente inaceptable | 1 |
| Neutral | 1 |
| Ligeramente aceptable | 4 |
| Moderadamente aceptable | 8 |
| Totalmente aceptable | 17 |

Gráfica 4. Niveles de aceptación del realismo auditivo

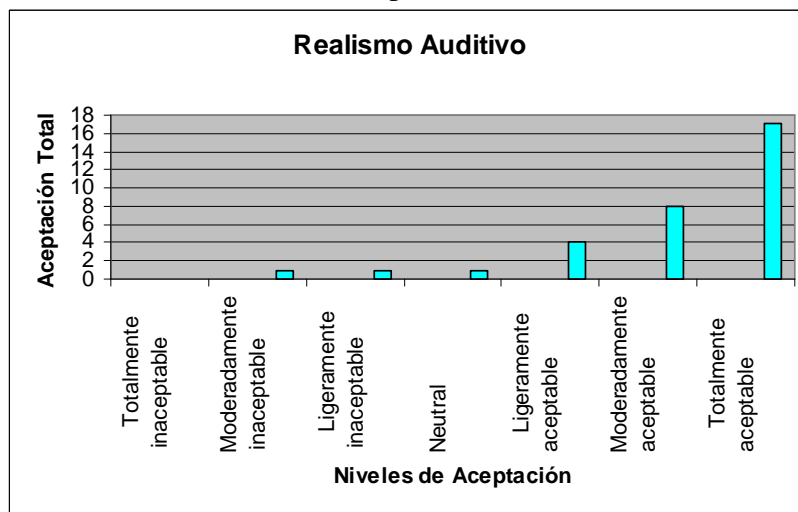


Tabla 4.7

Niveles de aceptación del realismo táctil

| | |
|-------------------------------------|----|
| ¿Cómo encuentra el realismo táctil? | N |
| Totalmente inaceptable | 1 |
| Moderadamente inaceptable | 2 |
| Ligeramente inaceptable | 5 |
| Neutral | 1 |
| Ligeramente aceptable | 17 |
| Moderadamente aceptable | 5 |
| Totalmente aceptable | 1 |

Gráfica 5. Niveles de aceptación del realismo táctil

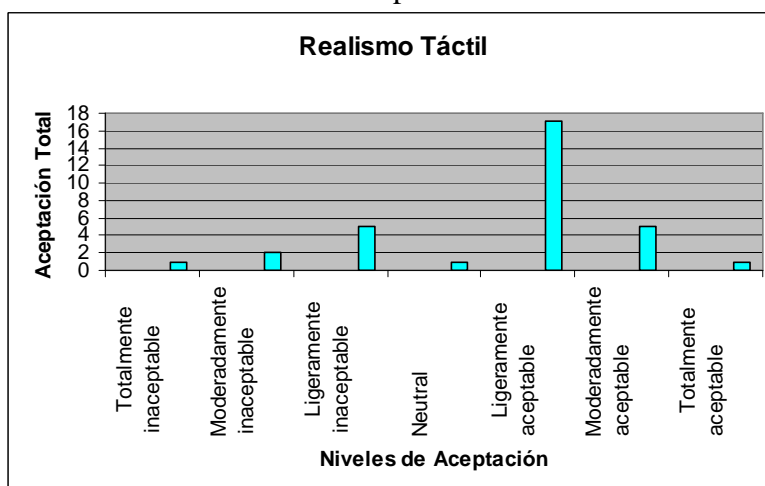


Tabla 4.8

Niveles de aceptación del realismo visual

| ¿Cómo encuentra el realismo visual? | N |
|-------------------------------------|----|
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 4 |
| Ligeramente inaceptable | 2 |
| Neutral | 0 |
| Ligeramente aceptable | 15 |
| Moderadamente aceptable | 10 |
| Totalmente aceptable | 1 |

Gráfica 6. Niveles de aceptación realismo visual

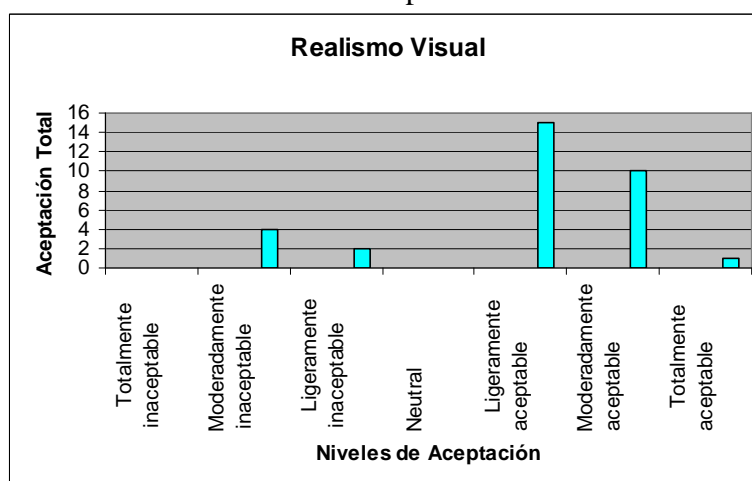
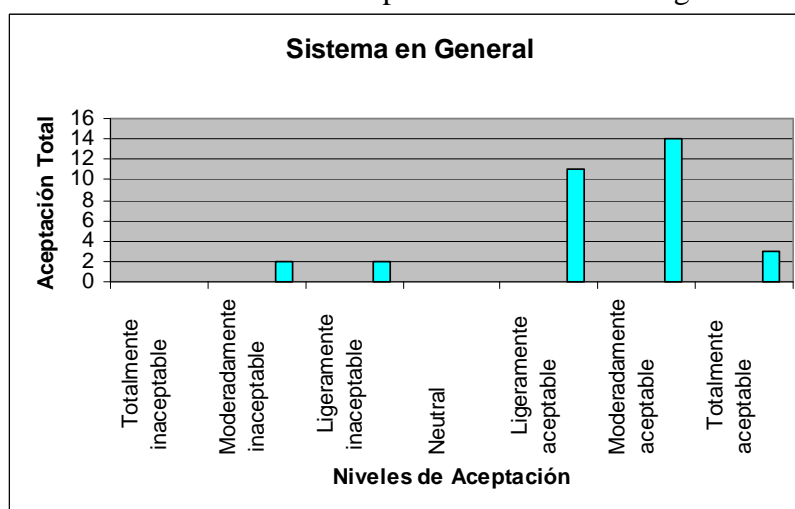


Tabla 4.9
Niveles de aceptación del Sistema en General

| | |
|--|----|
| ¿Cómo encuentra el sistema en general? | N |
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 2 |
| Ligeramente inaceptable | 2 |
| Neutral | 0 |
| Ligeramente aceptable | 11 |
| Moderadamente aceptable | 14 |
| Totalmente aceptable | 3 |

Gráfica 7. Niveles de aceptación del sistema en general



De la misma manera que evaluaron los 32 urólogos expertos el simulador lo evaluaron 7 residentes arrojando las siguientes tablas y gráficas.

Tabla 4.10
Niveles de aceptación de la instrumentación

| | |
|--------------------------------------|---|
| ¿Cómo encuentra la instrumentación?. | N |
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 0 |
| Ligeramente inaceptable | 0 |
| Neutral | 1 |
| Ligeramente aceptable | 2 |
| Moderadamente aceptable | 3 |
| Totalmente aceptable | 1 |

Gráfica 8. Niveles de aceptación de la instrumentación

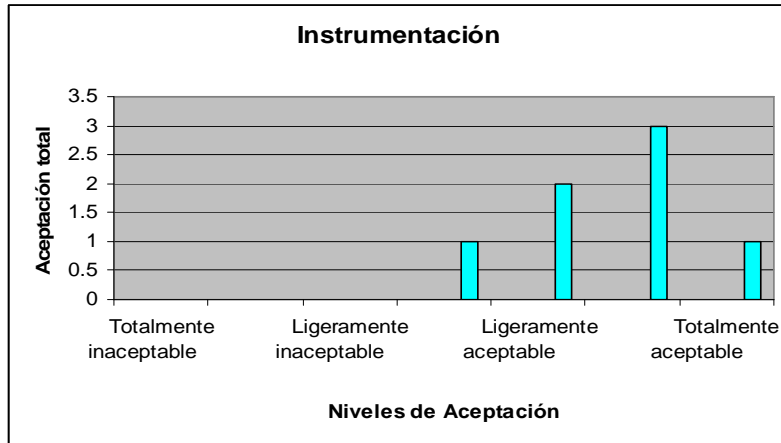


Tabla 4.11
Niveles de aceptación del sangrado

| ¿Cómo encuentra el sangrado, burbujas al cauterizar? | N |
|--|---|
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 0 |
| Ligeramente inaceptable | 3 |
| Neutral | 1 |
| Ligeramente aceptable | 2 |
| Moderadamente aceptable | 1 |
| Totalmente aceptable | 0 |

Gráfica 9. Niveles de aceptación del sangrado

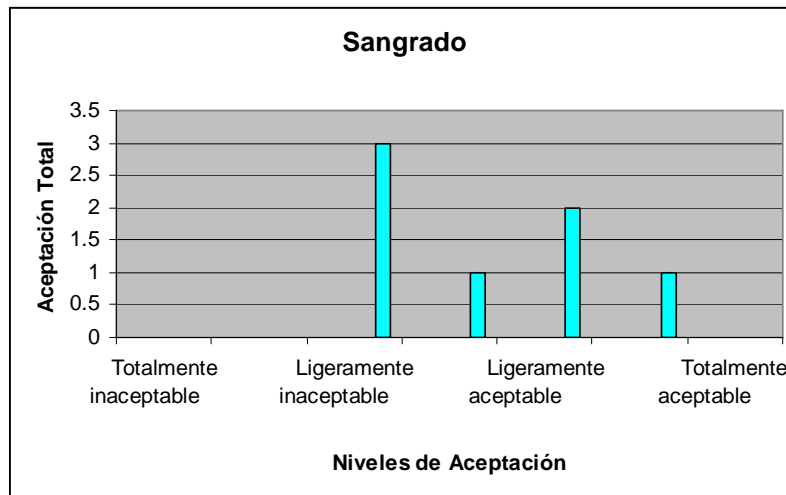


Tabla 4.12
Niveles de aceptación del realismo auditivo

| | |
|---------------------------------------|---|
| ¿Cómo encuentra el realismo auditivo? | N |
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 0 |
| Ligeramente inaceptable | 0 |
| Neutral | 1 |
| Ligeramente aceptable | 2 |
| Moderadamente aceptable | 2 |
| Totalmente aceptable | 2 |

Gráfica 10. Niveles de aceptación del realismo auditivo

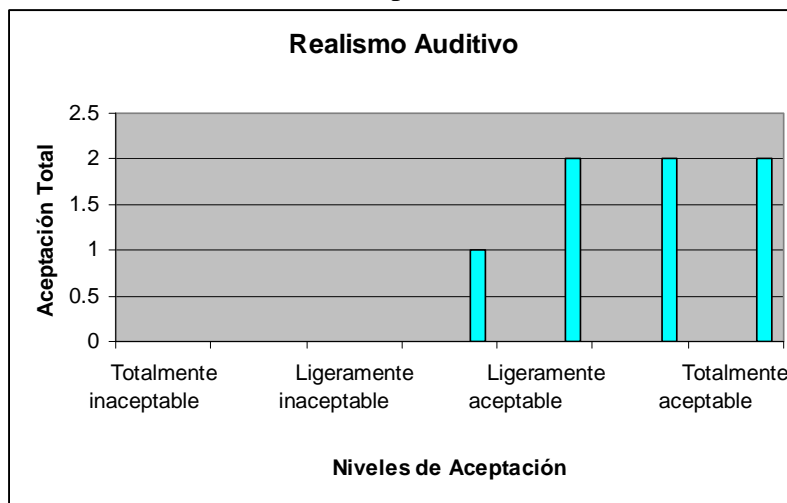


Tabla 4.13
Niveles de aceptación del realismo táctil

| | |
|-------------------------------------|---|
| ¿Cómo encuentra el realismo táctil? | N |
| Totalmente inaceptable | 1 |
| Moderadamente inaceptable | 1 |
| Ligeramente inaceptable | 0 |
| Neutral | 1 |
| Ligeramente aceptable | 3 |
| Moderadamente aceptable | 1 |
| Totalmente aceptable | 0 |

Gráfica 11. Niveles de aceptación del realismo táctil

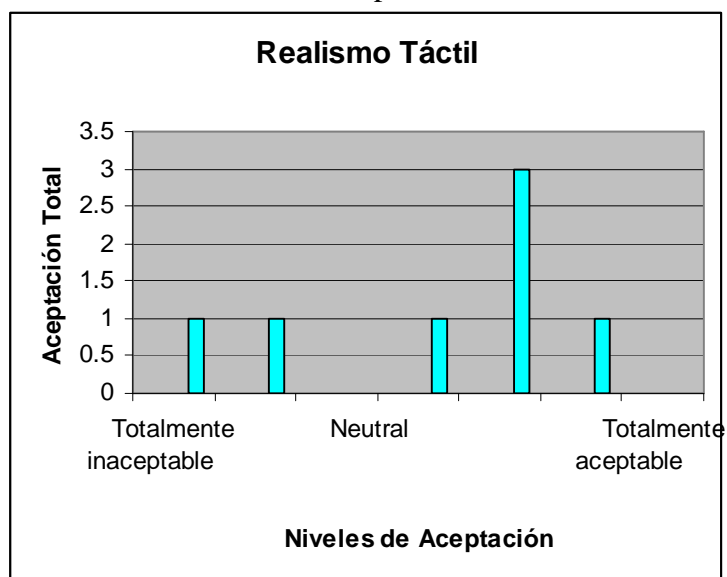


Tabla 4.13
Niveles de aceptación del realismo visual

| | |
|-------------------------------------|---|
| ¿Cómo encuentra el realismo visual? | N |
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 0 |
| Ligeramente inaceptable | 1 |
| Neutral | 3 |
| Ligeramente aceptable | 3 |
| Moderadamente aceptable | 0 |
| Totalmente aceptable | 0 |

Gráfica 12. Niveles de aceptación del realismo visual

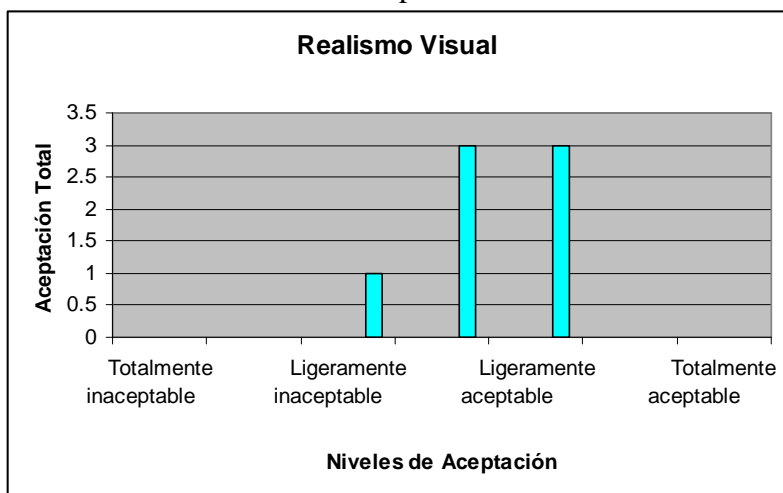
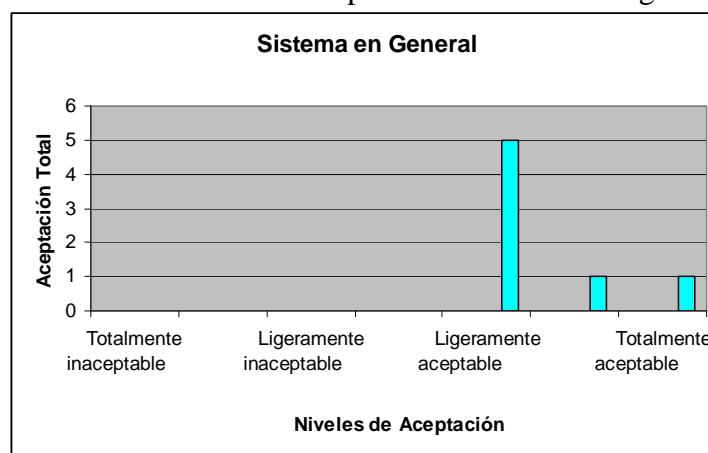


Tabla 4.14
Niveles de aceptación del sistema en general

| | |
|--|---|
| ¿Cómo encuentra el sistema en general? | N |
| Totalmente inaceptable | 0 |
| Moderadamente inaceptable | 0 |
| Ligeramente inaceptable | 0 |
| Neutral | 0 |
| Ligeramente aceptable | 5 |
| Moderadamente aceptable | 1 |
| Totalmente aceptable | 1 |

Gráfica 13. Niveles de aceptación del sistema en general



4.2.2 Cuantificación

Para determinar la cuantificación de los datos se tomaron 7 niveles de aceptación desde totalmente inaceptable hasta totalmente aceptable que serian los números -3, -2, -1, 0, 1, 2, 3 y se multiplico por cada punto evaluado, posteriormente se suman todos los resultados de la multiplicación y finalmente se divide entre el total de urólogos ya sea expertos o residentes.

A continuación se muestra un ejemplo en la tabla 4.15 la forma en que se cuantificó cada punto evaluado.

Tabla 4.15
Ejemplo de cuantificación de la instrumentación evaluado por los urólogos expertos

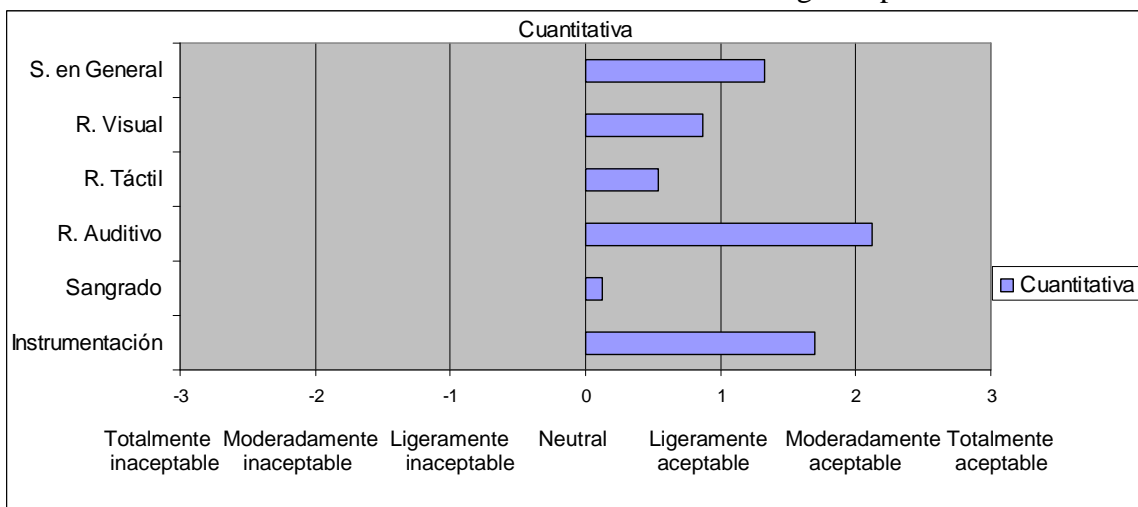
| Niveles De aceptación | Totalmente inaceptable | Moderadamente inaceptable | Ligeramente inaceptable | Neutral | Ligeramente aceptable | Moderadamente aceptable | Totalmente aceptable | Total |
|---------------------------|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|----------------------|-------------|
| | -3 | -2 | -1 | 0 | 1 | 2 | 3 | 0 |
| Instrumentación | 0 | 0 | 1 | 0 | 10 | 18 | 3 | 32 |
| Multiplicación | -3x0=0 | -2x0=0 | -1x1=-1 | 0x0=0 | 1x10=10 | 2x18=36 | 3x3=9 | 54 |
| Resultado de 54/32 | | | | | | | | 1.68 |

A continuación se muestran la siguiente tabla y gráfica de la evaluación de los urólogos expertos.

Tabla 4.16
Cuantificación de los datos de los urólogos expertos

| Puntos Evaluados | Cuantitativa |
|------------------|--------------|
| Instrumentación | 1.68 |
| Sangrado | 0.12 |
| R. Auditivo | 2.12 |
| R. Táctil | 0.54 |
| R. Visual | 0.87 |
| S. en General | 1.32 |

Gráfica 14. Cuantificación de datos de los urólogos expertos

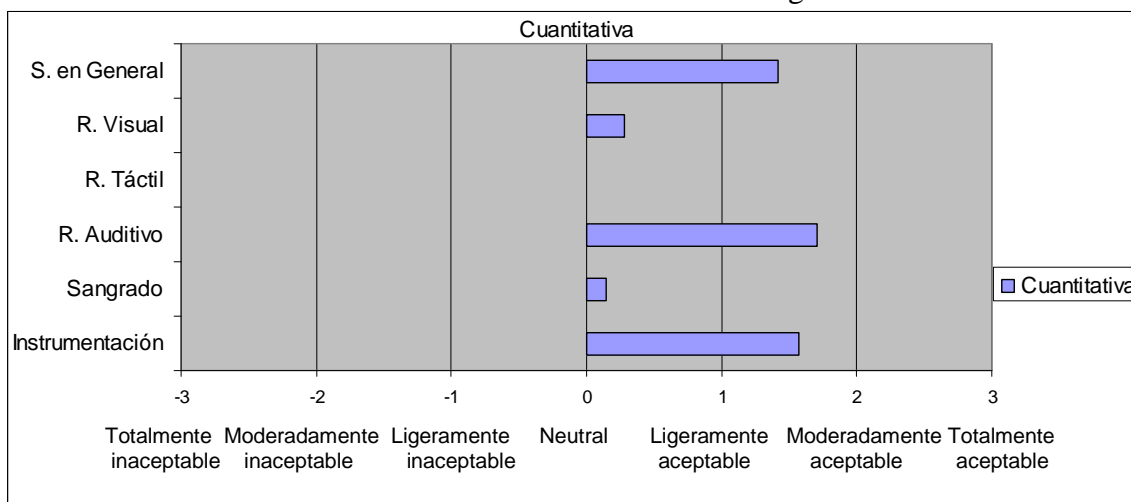


De la misma manera que se cuantificaron los datos que se obtuvieron de los urólogos expertos se realizó para los urólogos residentes arrojando los datos que se muestran en la tabla 4.17 y grafica 15.

Tabla 4.17
Cuantificación de los datos de los urólogos residentes

| Puntos Evaluados | Cuantitativa |
|------------------|--------------|
| Instrumentación | 1.57 |
| Sangrado | 0.14 |
| R. Auditivo | 1.71 |
| R. Táctil | 0 |
| R. Visual | 0.28 |
| S. en General | 1.42 |

Gráfica 15. Cuantificación de datos de los urólogos residentes



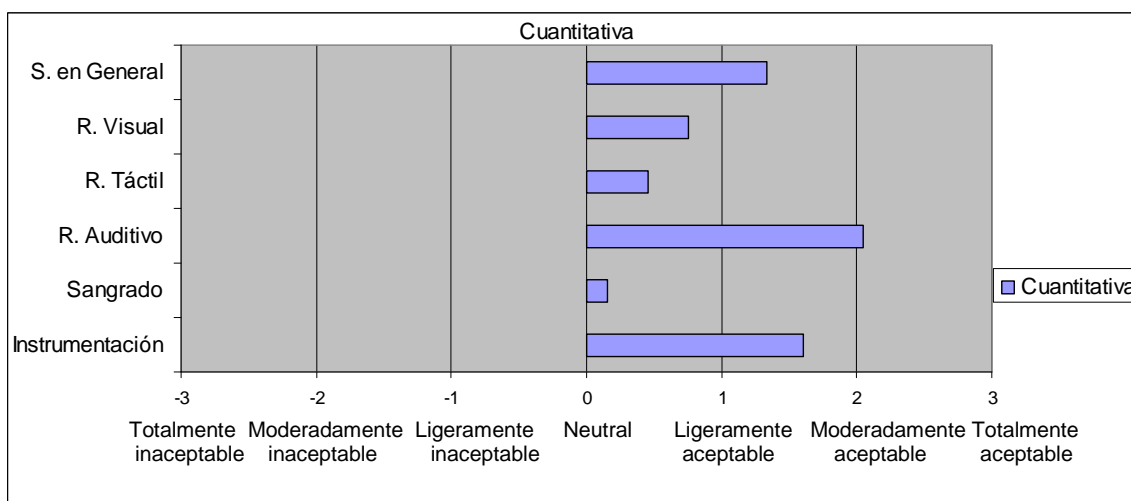
En la tabla 4.18 y grafica 16 se observa la aceptación del total de los urólogos que evaluaron el simulador de RTU arrojando resultados positivos en los niveles de aceptación.

Tabla 4.18

Cuantificación de datos del total de los urólogos que evaluaron el simulador de RTU.

| Puntos Evaluados | Cuantitativa |
|------------------|--------------|
| Instrumentación | 1.6 |
| Sangrado | 0.15 |
| R. Auditivo | 2.05 |
| R. Táctil | 0.46 |
| R. Visual | 0.76 |
| S. en General | 1.33 |

Gráfica 16. Cuantificación de datos del total de los urólogos que evaluaron el simulador de RTU.



Como se puede observar en las graficas 4.14, 4.15 y 4.16, los resultados fueron valores con tendencias mayores a la neutral, lo cual indica que para los especialistas, el simulador es de gran utilidad con tales características.

Adicionalmente se evaluaron los siguientes parámetros de la RTU.

Debido a que el tiempo fue muy variable tanto para los urólogos expertos como residentes se tomo uno de cada uno considerando que el tiempo fuera similar para graficar los datos obtenidos.

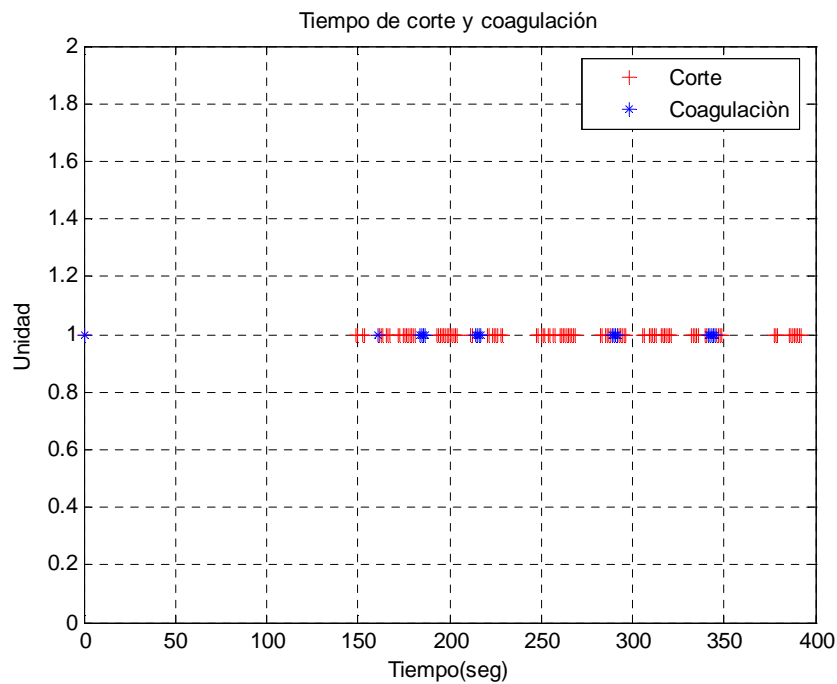
En la tabla 4.19 y la grafica 16 se muestran los resultados obtenidos en el manejo del simulador de RTU por un urólogo experto.

Tabla 4.19

Datos registrados por el urólogo experto en el manejo del simulador de RTU.

| Tareas | Tiempo (seg) | Tiempo (min) |
|----------------------|--------------|--------------|
| Inicio del Simulador | 0 | 0 |
| Primer Corte | 148.53 | 2.47 |
| Ultimo Corte | 391.76 | 6.52 |
| Primera Coagulación | 160.5 | 2.67 |
| Ultimo Coagulación | 345.46 | 5.75 |
| Tiempo total de RTU. | 449.95 | 7.49 |

Gráfica 17. Tiempo de Corte y Coagulación por expertos



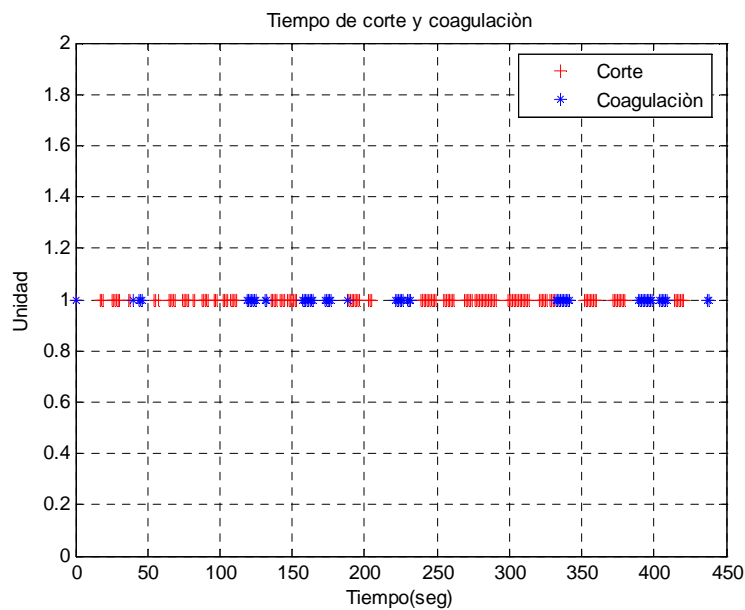
En la tabla 4.20 y la gráfica 18 se muestran los resultados obtenidos en el manejo del simulador de RTU por un urólogo residente.

Tabla 4.20

Datos registrados por los urólogos residentes en el manejo del simulador de RTU.

| Tareas | Tiempo (seg) | Tiempo (min) |
|----------------------|--------------|--------------|
| Inicio del Simulador | 0 | 0 |
| Primer Corte | 16.719 | 0.27 |
| Ultimo Corte | 420.61 | 7.01 |
| Primera Coagulación | 40.172 | 0.66 |
| Ultimo Coagulación | 437.594 | 7.29 |
| Tiempo total de RTU. | 440.12 | 7.33 |

Gráfica 18. Tiempo de Corte y Coagulación por residentes



En las gráficas 17 y 18 se muestra el tiempo en que los urólogos realizaron la resección de la próstata. El color rosa indica las veces que se realizó la coagulación, el color negro indica las veces que se realizó el corte.

Para evaluar cualitativamente los resultados de una RTU realizada por expertos o por un residente se almacenaron los resultados de la simulación que se realizaron en el mismo tiempo.

En la figura 4.7 se muestran las deformaciones del modelo de la próstata hechas por el urólogo residente y experto.

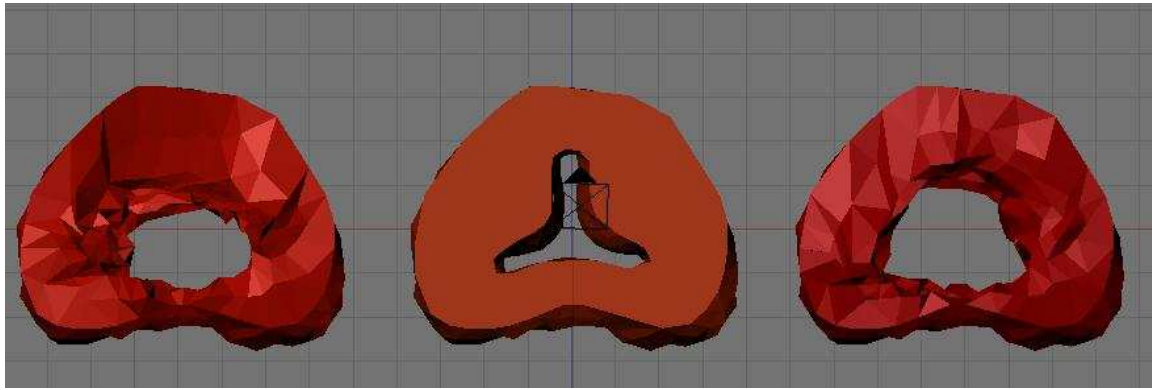


Figura 4.7 Comparación de resultados de la simulación de la resección de la próstata. a) *Próstata intervenida por el urólogo residente*, b) *Próstata obstruida* y c) *Próstata intervenida por el urólogo experto*.

Los urólogos determinaron que el simulador de RTU en relación con el funcionamiento mecánico es aceptable ya que las características de tamaño y peso corresponden a las de un resectoscopio transuretral real. En relación a los grados de libertad, que permite la herramienta mecánica, mencionaron que son los adecuados ya que permiten regular los desplazamientos mecánicos en un espacio de movimiento parecido a una RTU real. Respecto a las sensaciones durante el procedimiento, la mayoría concluyeron que el movimiento del resectoscopio está muy sensible por lo que se requiere implementar resistencia. En el asa de resección se debe de implementar más resistencia ya que en el momento de realizar el corte se desplaza libremente y esto no da la impresión de que realice dicha acción. En general se deberá corregir la resistencia para tener una interfaz mecatrónica más realista y de mayor utilidad. La implementación de los pedales de corte y coagulación ayuda en la coordinación de movimientos del médico y de los efectos sonoros que producen cada pedal.

Los urólogos también opinaron respecto al modelo en 3D, mencionando que se debe trabajar un poco más en el aspecto de los modelos anatómicos como son: el veru montanum y en los meatos ya que estos dos son uno de los puntos de referencia para empezar la resección. El veru montanum es el punto donde se posiciona el resectoscopio para empezar la resección de la próstata. Para la exploración de la vejiga se referencia por los meatos por lo cual se debe de corregir la visión de la cámara en el momento de ser detectados.

Otro de los puntos importantes en el modelo 3D es implementar el exceso de sangrado al momento de corte, desprendimiento de tejido en el momento de corte y generación de burbujas al cauterizar ya que estos puntos son un reto para los urólogos en el momento de realizar la resección.

En general es herramienta útil para los urólogos y así disminuir el tiempo de entrenamiento y aumentar la efectividad y confianza en la resección real.

Este simulador puede ser aplicado para otras aplicaciones como son:

Cistoscopia,
Toma de biopsias,
Colocación de cateter doble J,
Uretrotomias,
RTU de tumor vesical,
Para laparoscopia,
Artroscopia,
Entrenamiento en extracción de cálculos en vejiga.

Capítulo 5

Conclusiones

Con la elaboración de este proyecto se llega a algunas conclusiones importantes que se presenta a continuación.

Se describieron la anatomía y los problemas asociados a patologías en la próstata así como también se ejemplificaron algunos simuladores quirúrgicos empleados para el entrenamiento médico. Se mencionaron principalmente dos ventajas de estos, que son: 1) Antes de comenzar la operación, el cirujano puede tomar imágenes de la zona a operar y reconstruirla en 3D para estudiarla más a fondo obteniendo información de la región a operar, y 2) Durante la operación el cirujano puede comparar la información reconstruida en la computadora con la real y así poder orientarse y tener la seguridad de que la operación será óptima

Se describieron los componentes actuales del simulador de Resección Transuretral de la Próstata en desarrollo en el Laboratorio de Imágenes y Visualización del CCADET-UNAM que consiste en dos módulos principales: a) un ambiente gráfico tridimensional generado por computadora y b) una interfaz mecatrónica que simula un resectoscopio real. La descripción de los módulos fue de gran importancia ya que esta constituye una buena parte del funcionamiento del sistema completo.

Se describió el diseño electrónico consistente en varias etapas, que son: sensado, adquisición, procesamiento y envío de la información desde el módulo mecatrónico hasta el entorno gráfico.

La evaluación del simulador de RTU realizada sobre 39 urólogos arrojó resultados muy favorables. La escala aplicada sobre la evaluación médica resultó en un índice de +1.33 en una escala de -3 a +3. Del mismo modo, la prueba metrológica resultó favorable al detectar un error máximo de 1.7mm y un mínimo de 0.009mm. A este respecto se concluye que el instrumento implementado es confiable.

Los errores medidos durante las pruebas metrológicas van de 0 a 1.7 mm. Este rango se debió posiblemente a que durante las mediciones, la interfaz mecatrónica no se fijó y pudieron ocurrir movimientos mínimos imputables a la metodología utilizada. Una segunda fuente de error pudo deberse al instrumento de medición usado (seguidor óptico) para las pruebas, consistente en esferas muy sensibles a fuentes de error debido a acumulación de polvo o sustancias propias de su manipulación.

La incorporación del nuevo protocolo de comunicación USB, que sustituyó al anterior, el RS-232 constituyó un avance significativo en velocidad de transmisión de datos entre la herramienta mecatrónica y la estación de despliegue gráfico, logrando optimizar el rendimiento entre las diferentes bloques funcionales del sistema: Interfaz mecatrónica, el sistema de despliegue y la fase de cálculos.

Hasta este punto de desarrollo, se reporta un sistema de simulación totalmente funcional con los elementos básicos, que permitirán, de acuerdo a las evaluaciones y pruebas

metrológicas, colocar al simulador de RTU en una plataforma de enseñanza de habilidades médicas, contribuyendo así al proceso enseñanza-aprendizaje y al desarrollo de sistemas de instrumentación electrónica.

5.1 Trabajo a futuro.

Mejorar la sincronización entre la herramienta y el sistema grafico.

Se implementará la herramienta mecatrónica en dos modalidades: una interfaz activa, que provee retroalimentación háptica y un diseño pasivo que únicamente permite al sistema visual sentir los movimientos del usuario, sin otorgar a este último efectos de retroalimentación de fuerzas adicionales a las causadas por la manipulación. El objetivo de emplear dos tipos de interfases es evaluar y comparar los beneficios adquiridos por el practicante al usar cada uno por separado.

Generalizar el desarrollo de metodologías de validación y pruebas metrológicas para simuladores.

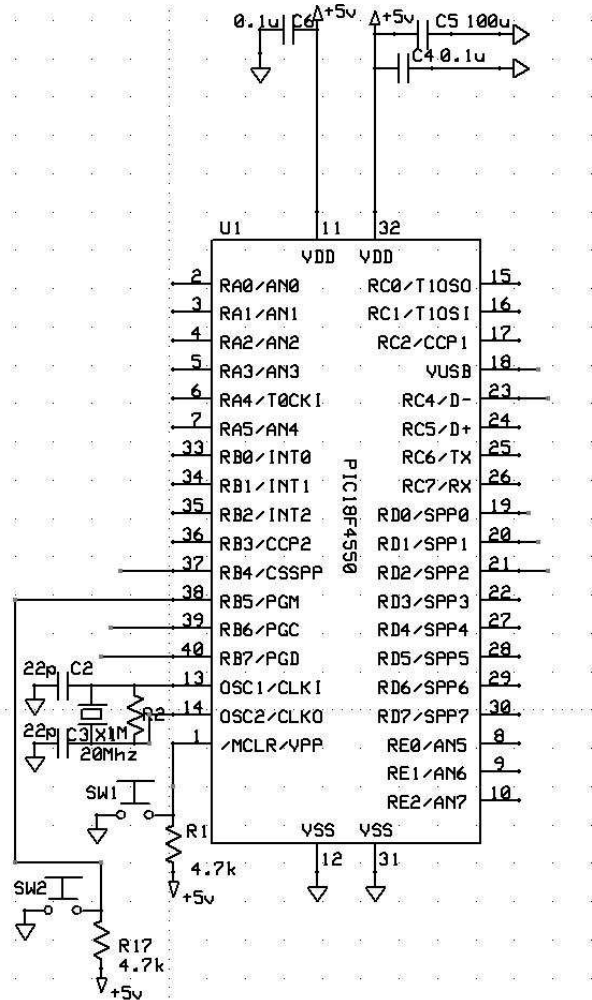
Implementar tres modelos gráficos con diferentes grados de dificultad que sería: uno ligeramente obstruido, otro moderadamente obstruido y el último totalmente obstruido. Esto ayudaría a los residentes a disminuir el tiempo de entrenamiento y aumentar su efectividad y confianza en la resección real.

Implementar la capsula (limite de resección) en donde indique el límite de resección.

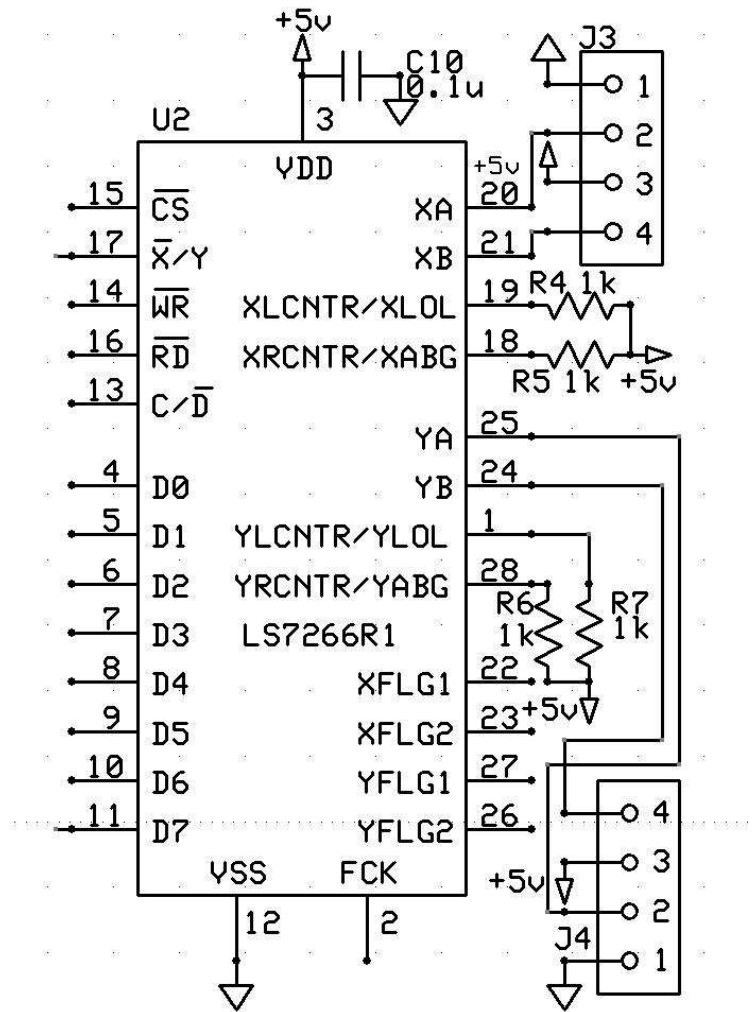
Apéndices

Apéndice A: Esquemáticos Bartolomé Reyes / Benjamín Valera Esquemáticos de los circuitos electrónicos implementados

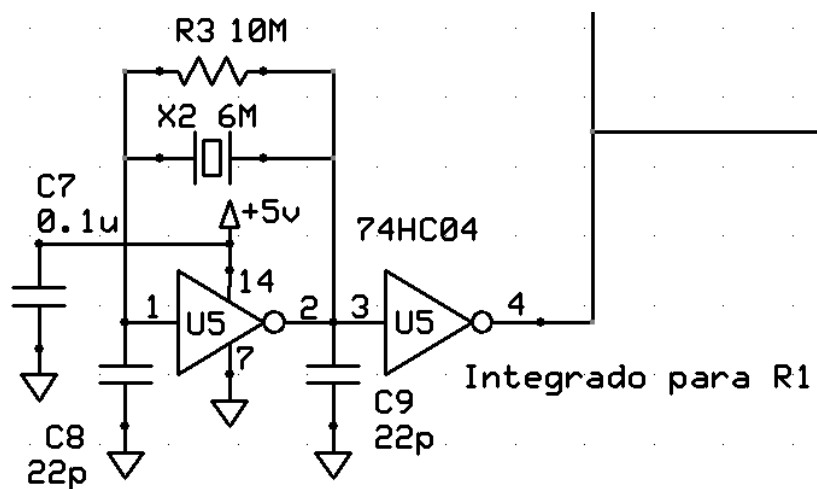
Configuración del PIC18F4550



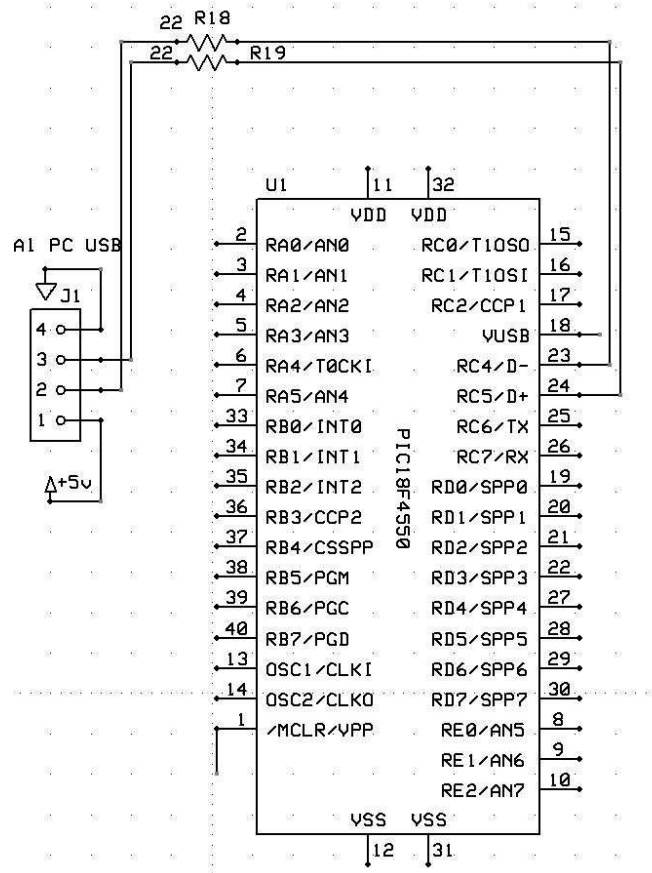
Entradas del microcontrolador LS7266R1 para los codificadores ópticos



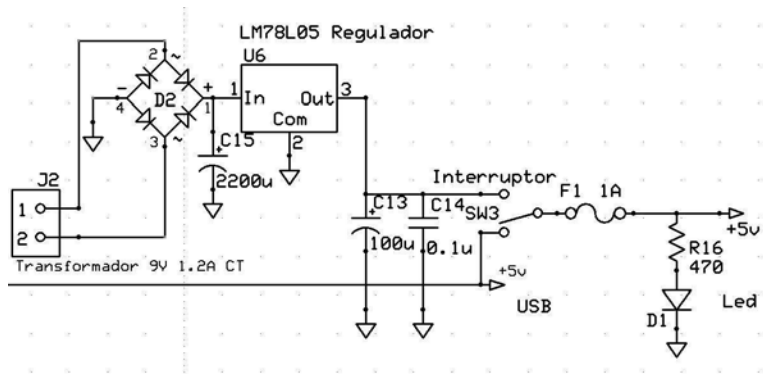
Diseño para la oscilación de R1



Configuración del PIC para la salida de USB



Fuente de alimentación del sistema completo (+5V)



Configuración del PIC para corte y coagulación.

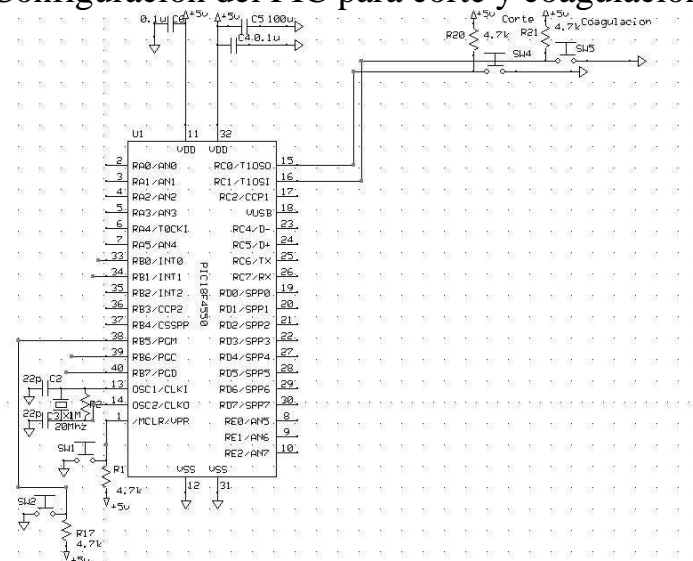
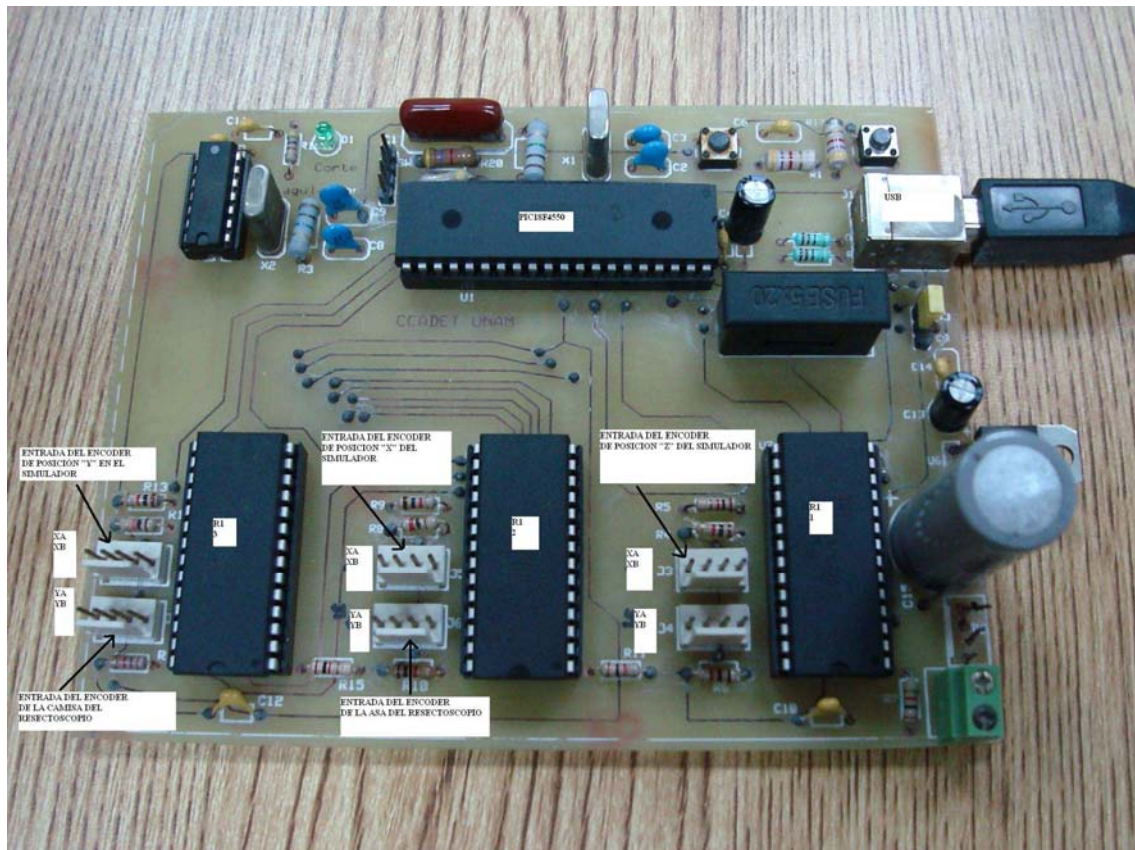
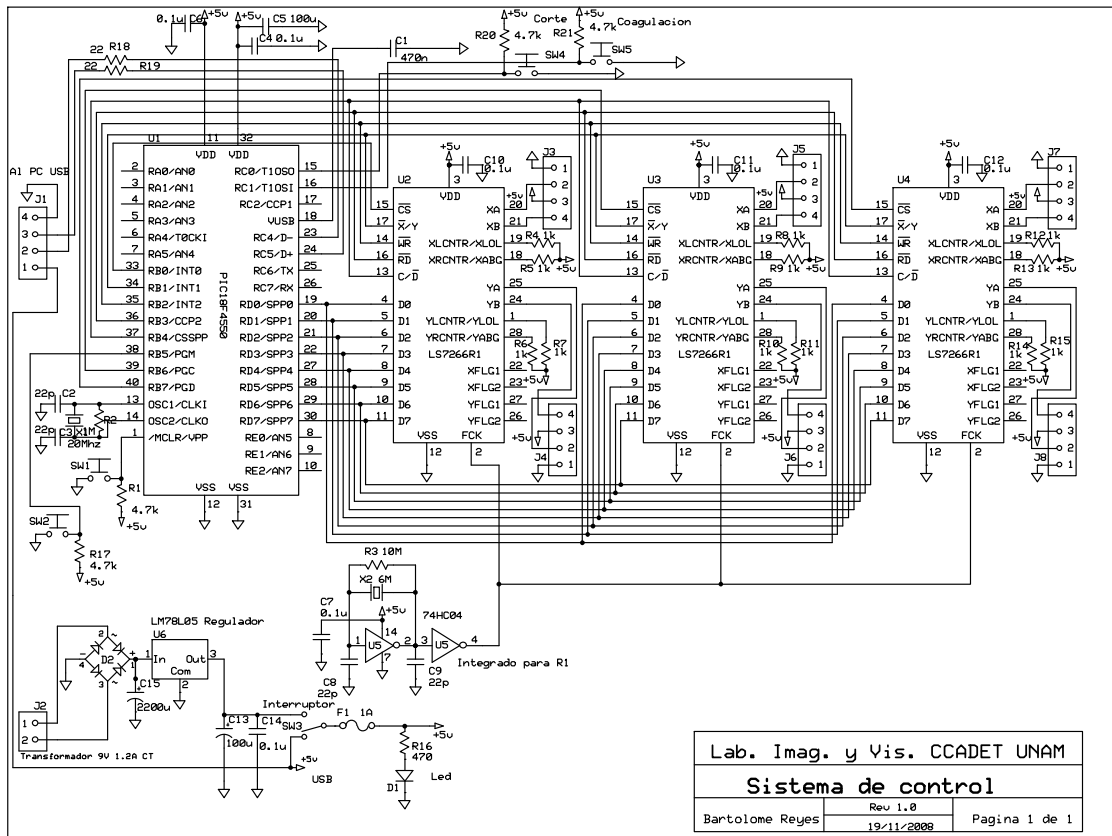


Diagrama del circuito electrónico impreso con especificaciones para las entradas de los R1's.



Diseño del esquemático completo del circuito



Apéndice B

Protocolo para la validación del Simulador de RTUP.

En urología, la Resección Transuretral de la Próstata (RTUP) requiere un conjunto de habilidades y criterios para realizar dicha tarea, para ello se realizó un sistema de Simulación para entrenamiento de la RTUP. Es difícil de aprender y enseñar, esto tiene que ver principalmente en el despliegue visual, esto sigue siendo un problema principal en la operación de un médico común y resulta altamente susceptible a la simulación. Es por ello que este simulador de RTUP incluye la simulación de los elementos principales de una cirugía real.

Este incluye un protocolo completo de validación médica, que tiene como objetivo, demostrar la utilidad de este tipo de sistemas. El simulador de cirugía de próstata es un desarrollo del Laboratorio de Análisis de Imágenes y Visualización, del Centro de Ciencias Aplicadas y Desarrollo Tecnológico (CCADET), de la UNAM.

El trabajo completo incluye: la instrumentación usando sensores digitales, el registro y el control de las señales que representan el movimiento de la herramienta. Toda la información obtenida, en su conjunto, es enviada a través de protocolo de comunicación USB 2.0, a una estación de trabajo, que se encarga de transformar los datos de la herramienta mecatrónica, en información visual por medio de un entorno de gráficos 3D.

En la evaluación del simulador se examina el aspecto visual, el contenido para adquirir las habilidades necesarias para realizar la RTUP.

A continuación se describe los pasos a realizar para la evaluación del simulador.

1. Datos del urólogo residente y experto.

Para el urólogo experto.

Nombre: _____

Edad: _____

Sexo: _____

Especialidad. _____

¿Cuántas operaciones ha realizado?. Num. _____

¿Cual es el punto más importante en una simulación para darle mayor peso en una simulación posterior?

¿Cree que seria útil implementar este sistema para la enseñanza?

Si _____ No _____

Para el urólogo residente.

Nombre: _____

Edad: _____

Sexo: _____

Especialidad. _____

¿Cuántas operaciones ha realizado? Num. _____

¿Qué tanto conocen del tema? (%). _____

¿Han experimentado con algún simulador? _____

¿Qué opinan sobre nuevas enseñanzas de simuladores? _____

¿Ha tenido práctica en resección? _____

¿Si la tuvo, fue en grupos pequeños o grandes? _____

2. Mostrar un video que contenga todo el sistema de la RTUP, mostrando el modelo grafico en 3D de la próstata, como también la interfaz mecatronica y su uso principalmente (duración: 3 min.).

3. Después de que el urólogo haya visto el video realizará lo siguiente:

• **Medición de indicadores.**

Para esta prueba se tomara el tiempo que se tarda el urólogo residente y experto en realizar cada tarea como se menciona a continuación y hacer una grafica.

| | Residentes | | | Expertos | | |
|-------------------|------------|----|-----|----------|----|-----|
| | Promedio | SD | SEM | Promedio | SD | SEM |
| ➤ Orientación. | | | | | | |
| ➤ Corte. | | | | | | |
| ➤ Num. de cortes. | | | | | | |
| ➤ Coagulación. | | | | | | |
| ➤ Sangrado. | | | | | | |
| ➤ Tiempo total. | | | | | | |

Para cada indicador se toma el tiempo que realiza dicha tarea.

- **Orientación.** En este punto se tomará el tiempo en que tarda en orientarse el urólogo (posición).
- **Corte.** El tiempo en que tarda en hacer cada corte.
- **Num. de cortes.** Numero veces que presiona el botón de corte.
- **Coagulación.** Numero veces que presiona el botón de coagulación.
- **Sangrado.** Se toma el tiempo que sangra la próstata.
- **Tiempo total.** Es el tiempo total que tarda el urólogo en hacer la RTUP.

Con los tiempos obtenidos del corte, coagulación y sangrado se hará una grafica para comparar los resultados obtenidos entre urólogos expertos y residentes.

- **Validez de la apariencia y contenido del simulador de RTUP.**

La evaluación se haría mediante la revisión de cada elemento para determinar si es apropiada para ser usado como simulador quirúrgico y para saber que tan real se ve con respecto a procedimiento quirúrgico real.

Aquí se haría un grafica en donde se califique cada parte del instrumento como son:

- Instrumentación.
- Sangrado, burbujas al cauterizar.
- Realismo auditivo.
- Realismo táctil.
- Realismo visual con monitor.
- Realismo visual con lentes de realidad virtual.
- Navegación.
- El sistema en general.

Para poder realizar dicha grafica se tendría que hacer las siguientes preguntas:

¿Cómo encuentra la instrumentación?.

| | | | | | | |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|
| Totalmente inaceptable | moderadamente inaceptable | ligeramente inaceptable | neutral | ligeramente aceptable | moderadamente aceptable | totalmente aceptable. |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|

¿Cómo encuentra el Sangrado, burbujas al cauterizar?

| | | | | | | |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|
| Totalmente inaceptable | moderadamente inaceptable | ligeramente inaceptable | neutral | ligeramente aceptable | moderadamente aceptable | totalmente aceptable. |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|

¿Cómo encuentra el Realismo auditivo?

| | | | | | | |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|
| Totalmente inaceptable | moderadamente inaceptable | ligeramente inaceptable | neutral | ligeramente aceptable | moderadamente aceptable | totalmente aceptable. |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|

¿Cómo encuentra el Realismo táctil?

| | | | | | | |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|
| Totalmente inaceptable | moderadamente inaceptable | ligeramente inaceptable | neutral | ligeramente aceptable | moderadamente aceptable | totalmente aceptable. |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|

¿Cómo encuentra el Realismo visual?

| | | | | | | |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|
| Totalmente inaceptable | moderadamente inaceptable | ligeramente inaceptable | neutral | ligeramente aceptable | moderadamente aceptable | totalmente aceptable. |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|

¿Cómo encuentra el sistema en general?

| | | | | | | |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|
| Totalmente inaceptable | moderadamente inaceptable | ligeramente inaceptable | neutral | ligeramente aceptable | moderadamente aceptable | totalmente aceptable. |
|------------------------|---------------------------|-------------------------|---------|-----------------------|-------------------------|-----------------------|

- **Simulación de complicaciones.**

En esta parte se hará la evaluación de los errores frecuentes como podría ser:

- Resección del esfínter,
- Sangrado excesivo,
- Perforación de la capsula.

Para cada indicador se toma el tiempo que se comete el error para poder evaluar y graficar dichos puntos.

Bibliografía

Ullrich M.; Carlos M.; Mariano A.; M^a Carmen J.; Vicente G.; José A. Gil., Simulación Quirúrgica, 2003, Manual Formativo, Laboratorio de Imagen Médica (MedICLab), Universidad Politécnica de Valencia, p. 121-131.

Potenziani Julio, enero-marzo 2006, Historia de la Urología, VITAE, Medicina en el tiempo, Facultad de Medicina, Universidad Central de Venezuela.

Padilla C., Miguel A, 2001, Simulación del Comportamiento de Tejido Suave para aplicaciones de cirugía asistida por computadora, Tesis de Maestría en Ciencias, Director de Tesis: Dr. Fernando Arámbula Cosío, CCADET-UNAM, México.

Rodríguez García, José Ignacio, Turienzo Santosa, Estrella, Vigal Brey, Guillermo, Brea Pastor, Agustín; Junio 2006, Formación quirúrgica con simuladores en centros de entrenamiento, Cirugía Española, Volumen 79; Número 06; p. 342 – 348.

Magee D. and Kessel D; 2005, A Computer Based Simulator for Ultrasound Guided Needle Insertion Procedure, Proc. IEE International Conference on Visual Information Engineering, p. 301-308.

Sourin, A., Sourina, O., May/Jun 2000, Howe Tet Sen, Virtual Orthopedic Surgery Training, Computer Graphics and Applications, IEEE, Volume 20, Issue 3, p. 6-9.

Erwin Keeve, Sabine Girod, Bernd Girod, June 1996, Computer-Aided Craniofacial Surgery, Computer Assisted Radiology, CAR '96 Paris, France, p. 26-29.

Erwin Keeve, Ph.D., Sabine Girod, M.D. D.M.D., Ron Kikinis M.D., Bernd Girod, Ph.D., 1999, Deformable Modeling of Facial Tissue for Craniofacial Surgery Simulation, Computer Aided Surgery, Volume 3 No. 5, p. 228 - 238.

Stylopoulos N, Cotin S, Dawson S, Ottensmeyer M, Neumann P, Bardsley R, Russell M, Jackson P, Rattner D., 2003, CELTS: A clinically-based Computer Enhanced Laparoscopic Training System, Studies in health technology and informatics, volumen 94, p. 336-342.

U. Kuhnappel, H.K. Cakmak, H. Maaß, 2000, Dynamic Medical Visualization: Endoscopic surgery training using virtual reality and deformable tissue simulation, Computers & Graphics 24, p. 671- 682.

Radetzky A., Rudolph M. , Dic. 2001, Simulating tumour removal in neurosurgery, International Journal of Medical Informatics, Vol. 64, No. 2, p. 461-472.

Altamirano, Felipe, 2007, Interfaz Mecatrónica para un simulador de Cirugía de Próstata, Tesis de Maestría en Ingeniería e Instrumentación, Director: Dr. Fernando Arambula Cosio, CCADET, UNAM, México.

Fredotovich, Norberto, 2004, Historia de la Urología: El auge de la cirugía transuretral, Revista Argentina de Urología Vol. 69 (3), Sociedad Argentina de Urología, Argentina, p. 142-145.

Teodoro V., Sergio, 2008, Modelado de un ambiente virtual para un sistema de simulación de cirugía de próstata, Tesis de Ingeniería en Computación, Director de Tesis: M. C. Miguel A. Padilla Castañeda, CCADET-UNAM, México.

Hervé Delingette, March 1998, Toward Realistic Soft-Tissue Modeling in Medical Simulation, Proceeding of the IEEE, Vol. 86, No. 3.

Lanzarini S., Valeria Schonstedt P Enrique., Abedrapo M. Mario., Yarmuch G. Julio., Attila Csendes J., Rodríguez N. Alberto., Abril 2008, Simulación: Una herramienta útil en la formación quirúrgica moderna, Interna Facultad de Medicina Universidad de Chile, Santiago. Chile, Vol 60 - N° 2.

Baheti, A.; Seshadri, S.; Kumar, A.; Srimathveeravalli, G.; Kesavadas, T.; Guru, K., 2008, RoSS: Virtual Reality Robotic Surgical Simulator for the da Vinci Surgical System, Univ. of New York, Buffalo, p. 479-480.

Lo que usted debe saber sobre los problemas de la próstata; Abril 2006 National Institutes of Health, National Kidney and Urologic Diseases Information Clearinghouse; U.S. Department of Health and Human Service; EUA: 27 p.

R. Maya, Rodríguez-López, Ileana B. Baluja-Conde, Senia Bermúdez-Velásquez, 2007, Patologías benignas de la próstata: prostatitis e hiperplasia benigna, Rev Biomed 18, p 47-59.

Bravo Díaz Luis, Marhuenda Requeña Elisa, 2005, Manual de Farmacoterapia, series farmacia actual, Elsevier España, 224 p.

Lozano José Antonio, 5 de mayo 2003, Diagnóstico y tratamiento de la hiperplasia benigna de próstata, Farmacéutico comunitario. Vol. 22 núm, p. 90-98.

Resección transuretral de próstata, 2004, consentimiento informado, clínica Moncloa, edición 2.

P. Navalón Verdejo, F. Sánchez Ballester, F. Ordoño Domínguez, Y. Pallás Costa, Escudero J. Juan, J.A. Cánovas Ivorra, 2006, Tratamiento endoscópico de la hiperplasia benigna de próstata bajo anestesia local-sedación en pacientes de alto riesgo, Actas Urol. Esp., volumen 30, p. 46-52.

Feria Bernal Guillermo, Ricardo Alonso Castillejos Molina, Enero-Febrero 2005, Manejo de la hiperplasia prostática benigna. Parte II, Revista Mexicana de Urología, Vol.65, Núm. 1, p. 55-59.

Enseñanza de la urología, Enero-Diciembre 2004, Colegio Mexicano de Cirugía A.C., Vol. XIX, Núm. 1, p. 10-15.

Ludwig Adams, Werner Krybus, Dietrich Meyer-Ebrecht, and Rainer Rueger, 1990, Computer-Assisted Surgery, Medical Imaging, IEEE Computer Graphics & Applications., p. 43-52.

Secretaría de salud, Marzo 2005, Capacitación a personal médico ante intervenciones de alta complejidad en salud, Gaceta de comunicación interna de la Secretaría de Salud México, Número 32, p. 11.

Kazuyoshi Tagami, June 2005, Laparoscopic Surgical Training Center, Gadelius SolutionsKyushu University School of Medicine, No. 9, p. 17.

Sweet R., T., Kowalewski, P. Oppenheimer, S. Weghorst; R. Satava, November 2004, Face, Content and Construct Validity of the University of Washington Virtual Reality Transurethral Prostate Resection Trainer, Journal of Endourology; New York; USA., Vol. 172; p. 1953-1957.

EM1/HEDS, 2004, Transmissive Optical Encoder Module, US Digital; Technical Data, Rev. 06.13.06, Washington; USA., p. 4.

HUBDISK, 2006, Transmissive Rotary Hub/Disk Assembly;US Digital; Technical Data, Rev. 06.13.06, Washington, USA, Data Sheet., p. 2

PIC18F2455/2550/4455/4550, 2007, Data Sheet 28/40/44-Pin, High Performance, Enhanced Flash, USB Microcontrollers with nanoWatt Technology, Microchip Technology Inc, DS39632D., 427 p.

Fosler Ross M., AN247, 2003, Data Sheet, A CAN Bootloader for PIC18F CAN Microcontrollers, Microchip Technology Inc. DS00247A, 32 p.

LS7266R1, Datasheets, 2002, 24-bit Dual-Axis Quadrature Counter, LSI/CSI, LSI Computer Systems, Inc; 7266R1-121002-1, 15 p.

NDI POLARIS, December 2004, Polaris System Guide Enhanced Hybrid System, Northern Digital Inc., Revisión 1.4, 34 p.

Gastelum, Alfonso; 2005, Construcción de un modelo del sistema gastrointestinal alto para simuladores de endoscopia, Tesis de maestría en Física Medica, Tutor: Dr. Jorge Alberto Márquez Flores, CCADET-UNAM, México,

Referencias electrónicas.

INR, Especialidades; 2009:
<http://www.cnr.gob.mx/esp.htm>

INR, Médicos; Dr. Sergio Durán Ortiz; 2008:
<http://www.inr.gob.mx/cu261.htm>

FLTK, 2009
<http://www.fltk.net/>

MPLAB Integrated Development Environment; V.8.4, Microchip; 2009:
http://www.microchip.com/stellent/idcplg?IdcService=SS_GET_PAGE&nodeId=1406&dDocName=en019469&part=SW007002

Express PCB
<http://www.expresspcb.com/>

CCS PCW/H 4.013
<http://www.ccsinfo.com/>

Luz colimada, Wikipedia, 2008:
http://es.wikipedia.org/wiki/Luz_colimada

Bootloader.
<http://es.wikipedia.org/wiki/Bootloader>
<http://ww1.microchip.com/downloads/en/AppNotes/00851b.pdf>