

Cirugía robótica mínimamente invasiva: análisis de fuerza y torque

Daniel Ruiz¹; Vera Z. Pérez ^{2*}; Manuel J. Betancur ³; John Bustamante²

¹Grupo de Investigación en Bioingeniería, Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia

²Grupo de Dinámica Cardiovascular, Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia

³Grupo de Investigación en Automática y Diseño, Universidad Pontificia Bolivariana, Medellín, Colombia

Recibido 8 de Noviembre de 2010. Aceptado 8 de Diciembre de 2010

MINIMALLY INVASIVE ROBOTIC SURGERY: FORCE AND TORQUE ANALYSIS

Resumen— La cirugía mínimamente invasiva y la incorporación de la robótica en este tipo de procedimientos representa grandes ventajas para el paciente, el cirujano y los sistemas de salud. Sin embargo, los dispositivos comerciales disponibles en la actualidad no cuentan con realimentación de fuerza y tacto, que faciliten al cirujano la identificación de los tejidos y consecuentemente, la reducción de errores en los procedimientos quirúrgicos; por lo cual, el desarrollo de sistemas que cuenten con este tipo de realimentación se convierte en un tema de interés a nivel mundial. El presente artículo contiene una revisión del estado de la técnica con respecto a los sistemas comerciales y experimentales desarrollados en esta área. También, se presentan algunos sensores y modelos matemáticos utilizados para calcular las fuerzas y torques en cirugía mínimamente invasiva.

Palabras clave—Cirugía robótica mínimamente invasiva, Modelos de propagación de fuerza, Realimentación de fuerza y torque, Sensores de fuerza y torque.

Abstract— Minimally Invasive Surgery and the adaptation of robotics to these procedures represent many advantages for the patient, the surgeon, and the health program. However, commercial devices used nowadays lack haptic feedback. This fact makes the tissue identification more difficult and increments the injuries risk during the surgical procedure. The development of systems with this kind of feedback has become a topic of interest throughout the world. The present article contains a revision of the state of the art about commercial and experimental systems developed in this area. Models for the force and torque propagation, used in Minimally Invasive Surgery, are also presented.

Keywords— Minimally invasive robotic surgery, Force propagation models, Force and torque feedback, Force and torque sensors.

I. INTRODUCCIÓN

El tema de la cirugía mínimamente invasiva (*MIS*: *Minimally Invasive Surgery*) toma cada día más fuerza en la comunidad científica internacional. Los estudios comparativos muestran sus ventajas frente a la cirugía tradicional, proporcionando la posibilidad de complementar esta técnica mediante la adopción de sistemas robóticos que potencializan las habilidades

del cirujano, a través de la denominada cirugía robótica mínimamente invasiva (*MIRS*: *Minimally Invasive Robotic Surgery*). Es importante anotar, sin embargo, que ni el procedimiento tradicional de *MIS*, ni los desarrollos comerciales actuales en *MIRS*, cuentan con realimentación de tacto y fuerza, por lo cual, la necesidad de desarrollar dispositivos que reproduzcan sensaciones táctiles, más conocidos como dispositivos haptics o háptica, se

* Dirección para correspondencia: vera.perez@upb.edu.co

encuentra dentro de los objetivos de las investigaciones de punta en el ámbito mundial [1].

Este trabajo presenta una revisión del estado de la técnica y describe diferentes sistemas robóticos y aspectos relacionados con la inclusión de la realimentación de fuerza en este tipo de dispositivos. En la organización del artículo, la sección II presenta una descripción de la MIS, los instrumentos utilizados y sus aplicaciones más comunes. Seguidamente, describe la MIRS y puntualiza la importancia de la medición de fuerza y torque (F/T) en este tipo de intervención quirúrgica. La sección III presenta dispositivos comerciales y proyectos de desarrollo relacionados con MIRS, haciendo alusión a los sensores F/T utilizados en estos. La sección IV presenta algunos modelos matemáticos utilizados para relacionar la fuerza aplicada por el cirujano con la fuerza aplicada sobre el órgano o tejido.

II. GENERALIDADES DE LA MIS

La MIS es una técnica alternativa a la cirugía invasiva convencional que permite llevar a cabo procedimientos quirúrgicos sin necesidad de realizar una gran incisión, disminuyendo de esta manera las lesiones en el paciente y reduciendo el riesgo de hemorragias [2]. Lo anterior se ve reflejado en un procedimiento menos cruento con una mejor calidad de vida en el postoperatorio, acortamiento del tiempo de recuperación y menores costos hospitalarios [3-6].

Las aplicaciones de la MIS van desde la cirugía general para adultos [3, 7] hasta las pediátricas, pasando por aplicaciones cardiorácicas [8-10], laparoscópicas [11, 12], urológicas [13], neurológicas [14] y artroscópicas.

El instrumental quirúrgico utilizado en MIS se puede dividir en tres tipos: instrumental de acceso, instrumental de visualización e instrumental de disección; aunque pueden existir variaciones en el instrumental según el procedimiento quirúrgico [15].

El instrumental de acceso incluye las herramientas relacionadas con la creación de un espacio de trabajo o campo quirúrgico, en el cual se lleva a cabo la MIS, (Fig. 1). En el caso de la cirugía laparoscópica, los instrumentos más conocidos para acceder la cavidad abdominal son: la aguja de Veress, usada para puncionar el abdomen e insuflar con gas inerte; los trócares, que son elementos a través de los cuales se introduce el laparoscopio y demás instrumentos; y reductores-adaptadores que se utilizan para evitar fugas de gas al introducir instrumental de menor diámetro que el trócar utilizado.

La instrumentación óptica está constituida por un endoscopio o tubo que cuenta con un sistema especial de lentes, que a través de fibra óptica transmite la luz generada por una fuente externa para iluminar la cavidad

de trabajo. Este sistema se conecta a una cámara de video, que lleva la imagen hasta los monitores. En las técnicas de MIRS más avanzadas se utilizan dos cámaras de video para obtener una imagen tridimensional del interior del paciente y de esta forma se mejoran la realimentación visual.

El instrumental de disección se usa para realizar la cirugía o acto quirúrgico en sí. Comprende diversas pinzas usadas para la tracción de tejidos y la disección, así como también fuentes de corriente eléctrica, monopolar y bipolar, utilizadas para la coagulación y para cortar los tejidos, (Fig. 1).

Aunque son muchas las ventajas que la MIS tiene sobre la cirugía convencional, esta presenta algunas dificultades para los cirujanos, quienes se ven obligados a interactuar en el campo quirúrgico con reducidos grados de libertad y limitado sentido del tacto [16]; y a su vez, disponiendo sólo de realimentación visual en dos dimensiones, lo cual implica una coordinación manual-visual diferente a la habitual del cirujano [17].

Con el objetivo de facilitar el trabajo del cirujano, disminuyendo problemas como el temblor debido a la fatiga muscular y mejorando la precisión en los procedimientos, se recurre a la MIRS [18], en la que se implementa una plataforma de robótica compuesta por dos elementos definidos como maestro y esclavo (Fig. 2).

El sistema maestro consiste en una interfaz hombre-máquina, que recibe los comandos del cirujano, los adapta y los transmite a un sistema ejecutor. Así, el maestro es una estación de trabajo con la que el cirujano interactúa para comandar la cirugía.

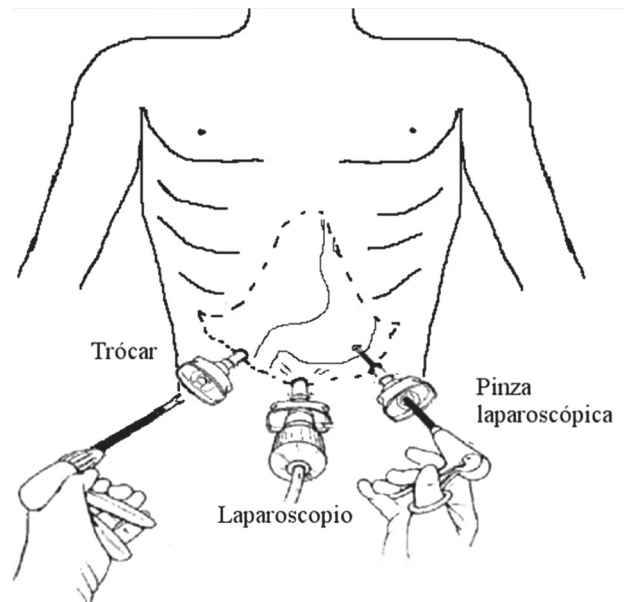


Fig. 1. Esquema general de una MIS donde se presenta el instrumental de acceso.

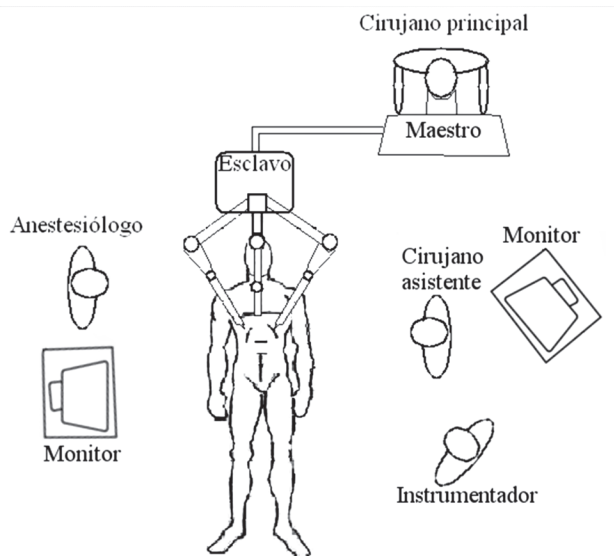


Fig. 2. Esquema general de MIRS donde se presentan las partes asociadas y los profesionales involucrados.

El sistema esclavo es un robot dotado con tres o cuatro brazos. Generalmente se utiliza uno de ellos para controlar la cámara y los otros para manipular el instrumental quirúrgico. En síntesis, en el esclavo, se ejecutan las órdenes de movimiento que se reciben del sistema maestro.

Si bien con la *MIRS* se mejora el desempeño de la *MIS* [19], es claro que los cirujanos dependen del sentido del tacto para diferenciar características como la rigidez o elasticidad, la dureza o la fragilidad de los órganos y tejidos. Con las técnicas empleadas en *MIS* y en *MIRS*, que carecen de estas sensaciones hápticas, se ve disminuida la habilidad de los cirujanos y, en ocasiones, predispone a lesiones iatrogénicas durante el procedimiento quirúrgico [20]. Por lo tanto, un sistema que permita entregar al cirujano realimentación táctil mejoraría los resultados de dichas intervenciones, ya que disminuiría las lesiones accidentales causadas por la falta del sentido del tacto [21].

Los dispositivos comúnmente utilizados para sensar las magnitudes relacionadas con háptica son los denominados sensores F/T [22, 23]. Una revisión de la actualidad en este tipo de sensores y modelos asociados es de utilidad para el desarrollo de proyectos enfocados al mejoramiento de la realimentación táctil en *MIRS*.

III. DESARROLLOS COMERCIALES Y EXPERIMENTALES EN *MIRS*

Desde principios de la década de los 90 se han desarrollado más de 35 sistemas robóticos para aplicaciones en *MIRS*, entre sistemas comerciales y experimentales [24]. Seguidamente, se presentan sistemas comerciales y en desarrollo, orientados a la realimentación F/T, cuyos resultados son potencialmente útiles en *MIRS*.

3.1. Desarrollos comerciales:

Los siguientes dispositivos, algunos no disponibles actualmente en el mercado, han facilitado las labores del cirujano potencializando sus habilidades quirúrgicas:

AESOP™ (*Sistema Endoscópico Automatizado para Posicionamiento Óptimo*): es un dispositivo robótico que sostiene el laparoscopio en una cirugía y responde a los comandos remotos del cirujano. Fue el primer sistema comercialmente disponible para guiar el endoscopio que fue aprobado por la FDA, en 1994, fabricado por la empresa *Computer Motion Inc.* El brazo se fija a la mesa de cirugía, lo que facilita cambiar de ambiente operativo, sin necesidad de reposicionar el equipo. Inicialmente, era controlado por el cirujano a través de un pedal o control manual, y en versiones posteriores, se ha incorporado tarjetas de sonido para pregrabar comandos de voz [5, 7, 25, 26]. De esta manera el cirujano, por medio de un micrófono, emite órdenes que el sistema reconoce para controlar la cámara, la luz para la cámara, la impresora digital, la grabadora de video o la presión del gas [5]. El sistema de control cumple funciones importantes: evita el temblor, presenta estabilidad en los movimientos de la imagen, se desplaza en diferentes direcciones de acuerdo a los comandos del cirujano y guarda en memoria posiciones prefijadas para que el cirujano retorne a ellas cuando lo considere necesario.

ENDOASSIST™: es un mecanismo que cuenta con un emisor y un receptor de infrarrojo fabricado por la compañía *Armstrong-Healthcare*, hoy llamada *ProSurgics*. El emisor es colocado en la cabeza del cirujano por medio de una cinta, y de esta manera éste decide a qué punto del espacio enfocar la cámara laparoscópica. Después que haya seleccionado el sitio, activa el mecanismo con un pedal [27].

ZEUST™: es un dispositivo robótico desarrollado por *Motion Computer Incorporated*, la misma empresa que desarrolló AESOP. Está conformado por tres brazos: uno de ellos es el endoscopio AESOP y los otros dos son manipuladores del instrumental quirúrgico. El sistema brinda opciones de visualización en dos y tres dimensiones. Sin embargo, Zeus tiene algunas debilidades como el hecho que sus brazos trabajan independientemente y no existe un sistema de referencia en el espacio tridimensional para el sistema integrado [28].

DaVinci™: es uno de los pocos sistemas robóticos quirúrgicos avanzados que está siendo comercializado en este momento, puesto que desde el año 2003 *Intuitive Surgical Inc.*, la empresa que comercializa este sistema, adquirió a *Computer Motion Inc.* y suspendió la producción del sistema Zeus. El sistema daVinci cuenta con tres partes fundamentales: (1) la consola como interfaz

entre el cirujano y el robot; (2) la torre laparoscópica con un monitor para la visualización del procedimiento, fuente de luz, control de las cámaras, electrobisturí e insuflador; y (3) el robot situado al lado del paciente, que posee tres brazos fijos y uno opcional para algunos procedimientos.

Aunque algunos de estos sistemas comerciales poseen ventajas tales como visualización en 3D y terminales de operación ergonómicas, aún no cuentan con sensación háptica.

3.2. Desarrollos experimentales:

Se presentan algunos desarrollos experimentales orientados a la realimentación háptica cuyos resultados son potencialmente útiles en *MIRS*:

El sistema de telepresencia para tareas de microcirugía, desarrollado en el *Korea Advanced Institute Of Science And Technology (KAIST)* es capaz de entregar reflexión de fuerza y torque en seis grados de libertad a la consola del maestro. El esclavo consiste en un robot industrial tipo paralelo de seis grados de libertad modificado para posicionar una plataforma para micromanipulación. Este sistema no ofrece una manipulación completa en los seis grados de libertad, sin embargo, es uno de los pocos sistemas experimentales que proveen realimentación táctil.

El sistema *Computerized Force Feedback Endoscopic Grasper (FREG)*, que utiliza instrumental laparoscópico sin modificaciones, permite manipular la fuerza de agarre de los instrumentos ya sea por medio de hardware teleoperado desde el maestro o por medio de software [29]. Los experimentos realizados demostraron la capacidad que brinda este sistema para diferenciar órganos y tejidos, sin embargo, su desempeño aún es inferior al tacto humano. El instrumento no está fijo a ningún robot y sólo permite un grado de libertad para abrir y cerrar.

El programa *Robótica, Sensado Inteligente y Mecatrónica (PRISM)* de la Universidad de Drexel, EE.UU., desarrolló un sistema en el que herramientas laparoscópicas equipadas con celdas de carga transmiten información a un PHANToM, que es un dispositivo háptico de aplicación general [30]. Dado que la herramienta laparoscópica no está adaptada a un robot, el sistema requiere de dos personas para su operación: una para manipular el instrumento y otra para sensar las fuerzas en la interfaz háptica.

El mismo grupo de trabajo desarrolló un sistema capaz de realizar la realimentación táctil por medio de un sistema visual en el que se utiliza un robot industrial (Mitsubishi PA-10), equipado con una membrana deformable [31]. La deformación es seguida por cámaras en estéreo y mediante la medición del desplazamiento se calcula la fuerza de contacto aparente. El sistema está limitado a una

realimentación de fuerza con una frecuencia máxima de 30 Hz, debido a la velocidad de muestreo de las cámaras. Aún no se demuestra la robustez de este método en aplicaciones con seres vivos.

En el trabajo de Tavakoli *et al.* [32] se describe un sistema maestro-esclavo capaz de reflejar las fuerzas del esclavo hacia el maestro. Este prototipo usa dos sistemas PHANToM, uno en el maestro y otro en el esclavo, y utiliza sensores de fuerza y torque ubicados en el extremo proximal a la mano del cirujano, por lo que las mediciones se ven distorsionadas por la interacción del trócar y del instrumental quirúrgico.

En el trabajo de Seibold *et al.* [33] se describe una pinza con actuadores que cuenta con seis grados de libertad. Para esto, se utiliza un micro-sensor, no comercial, que se ubica cerca del efector final. El sistema está compuesto por dos elementos, uno diseñado para estar en contacto con el paciente, por lo que no contiene partes eléctricas y se puede esterilizar con los sistemas convencionales, mientras que el otro contiene los componentes electrónicos y los motores, por lo que sólo se puede esterilizar superficialmente. Este sistema aún no se ha integrado a un equipo de telecirugía.

El *Institute of Robotics and Mechatronics at the German Aerospace Center (DLR)* desarrolló un sistema de telecirugía con realimentación de fuerza [34]. En el maestro, un PHANToM sirve como interfaz de entrada y una cámara estéreo presenta las imágenes al cirujano. El esclavo está compuesto por dos robots de cirugía comerciales, el AESOP™ 1000 DS y el AESOP™ 3000 DS. El primero está equipado con un laparoscopio rígido y entrega una imagen tridimensional del sitio de operación. El segundo está equipado con un sensor de seis grados de libertad en la parte distal del instrumento para captar las magnitudes y así proveer la realimentación táctil.

En el trabajo de Tholey *et al.* [35] se presenta un prototipo de pinza en la cual se utiliza un sensor integrado a la misma, para medir tanto la fuerza de agarre como las fuerzas longitudinales en el interior de ésta. Se utiliza una celda de carga externa para comparar el desempeño del instrumento. Este instrumento aún no se ha integrado a un sistema robótico de telecirugía.

El robot MC2E desarrollado por el *Laboratoire de Robotique* de Paris es un robot compacto diseñado para medir las fuerzas de interacción entre los órganos y los instrumentos laparoscópicos. A diferencia de otros sistemas robóticos usados en *MIRS*, que usan micro-sensores localizados en un extremo de los instrumentos, este dispositivo utiliza un sensor F/T situado en el exterior del paciente, en un trócar modificado, por lo que se reducen las limitantes de tamaño y esterilidad, haciendo

el sistema más económico. El sistema está compuesto por dos robots, uno que se sitúa sobre la piel del paciente y se fija al trócar, que es el encargado de orientar el trócar para situar el instrumento en la posición deseada, y otro robot que se encarga de hacer girar la orientación de la punta del instrumento y de introducirla o retirarla según sea necesario [36].

Algunos grupos de investigación [37, 38] se han enfocado en mejorar el rendimiento de las *MIRS* por medio de la inclusión de sensores de fuerza

y torque en herramientas convencionales de *MIS*, para estudiar las fuerzas ejercidas sobre los tejidos u órganos; sin embargo, estos desarrollos aún no cuentan con la suficiente validación para poder ser implementados, ya que los sensores desarrollados no son lo suficientemente pequeños o no son reusables o esterilizables.

Un compendio de los sensores F/T utilizados en los proyectos de investigación mencionados anteriormente y las características más relevantes se presenta en la Tabla 1.

Tabla 1. Compendio de sensores F/T utilizados en proyectos de investigación en *MIRS* y características relevantes.

DESARROLLADOR	SENSOR	CARACTERÍSTICAS
KAIST	Basado en galgas extensiométricas	6DOF. (Mide Fx, Fy, Fz, Tx, Ty y Tz)
PRISM Laboratory	Basado en galgas extensiométricas	ATI Gamma F/T, de 6 DOF (Mide Fx, Fy, Fz, Tx, Ty y Tz)
University of Western Ontario	Basado en galgas extensiométricas	4 DOF (Mide Fz, Tx, Ty y Tz)
DLR en Alemania	Sensor miniatura propio	6 DOF (Mide Fz, Tx, Ty y Tz)
University of Hawaii-Manoa	Celdas de carga de Silicio	3 DOF; 12- 5mm de diámetro por 15 mm de alto

Sistema robótico Robin Heart. Es un sistema teleoperado diseñado para aplicaciones en cirugía cardíaca y con posibilidad de expandir su funcionalidad a otros procedimientos [39-44]. Está compuesto por: (1) un maestro que contiene cuatro uniones, tres rotacionales y una prismática. En cada una de las uniones se tienen codificadores ópticos para captar los movimientos de la mano del cirujano [45], (2) un esclavo que posee un brazo para sostener la cámara y otros dos equipados con el instrumental quirúrgico, y (3) un sistema de control implementado en un *Digital Signal Processor (DSP)*, el cual se encarga de traducir los comandos del sistema maestro a movimientos en el sistema esclavo estableciendo escalas para transformar los movimientos maestro-esclavo, entregando adecuada precisión, exactitud y resolución para realizar cirugías, y eliminando el temblor en los movimientos del cirujano.

En la actualidad *Robin Heart* cuenta solamente con realimentación visual. Se pretende incluir en este sistema la realimentación de las variables fuerza y torque [46, 47], por lo cual un análisis de los modelos de propagación de dichas variables en el instrumental quirúrgico endoscópico y una revisión de las alternativas para la localización de los sensores, es de utilidad para el desarrollo de proyectos enfocados al mejoramiento de la realimentación táctil en este dispositivo.

IV. SENSORES Y MODELOS DE PROPAGACIÓN DE FUERZAS EN INSTRUMENTAL QUIRÚRGICO ENDOSCÓPICO

Mientras que los sistemas con realimentación visual para aplicación en *MIRS* utilizan las variables de movimiento (posición, velocidad, aceleración), los sistemas hápticos incorporan la medición de las variables fuerza y torque; por lo cual se presenta en esta revisión del estado de la técnica, algunos modelos de propagación de fuerzas en los que se relacionan las variables de movimiento con las variables de fuerza y torque, y los cuales determinan la forma en que éstas interactúan [48].

A pesar de la existencia de numerosos trabajos alrededor de la implementación háptica en *MIRS*, aún no se cuenta a nivel comercial con un sistema validado que tenga esta característica. Los sistemas que se presentan a continuación son un abordaje experimental teniendo en cuenta que en *MIRS* existen dos tipos de interacciones con los tejidos, en los que se requiere medir fuerza y torque: los relacionados con los movimientos en la punta del instrumental descritos por el modelo matemático de la sección 4.1 y los relacionados con el posicionamiento y la interacción del instrumental con los órganos o tejidos en la cavidad descritos por el modelo matemático en la sección 4.2.

Los sensores F/T más usados en la *MIRS* toman medidas en 6 ejes (F_x , F_y , F_z , M_x , M_y y M_z), aunque también se utilizan algunos que únicamente toman medidas en 3 ejes (F_x , F_y y F_z). Existen tres posiciones posibles para la implantación de los sensores F/T: cerca de la empuñadura, en el trócar y en la punta. Cada una de estas ubicaciones tiene sus ventajas y desventajas.

Posicionamiento cerca de la empuñadura del instrumental: se pueden utilizar sensores comerciales con menores restricciones de tamaño y esterilización que en la punta del mismo. Esto implica menores costos de implementación por las modificaciones menores que debe hacerse al instrumental quirúrgico, sin embargo, las mediciones en esta posición se ven afectadas por la fricción entre el instrumental y el trócar.

Posicionamiento en el trócar: no se requiere hacer modificaciones en el instrumental quirúrgico y se tienen las mismas ventajas respecto a las pocas restricciones en el tamaño del sensor y requerimientos de esterilización que al colocar el sensor cerca de la empuñadura. Adicionalmente, las mediciones en este punto sólo se ven afectadas por la fuerza de gravedad, lo cual se puede compensar por medio de algoritmos de control; sin embargo, se necesita usar un trócar modificado, incrementando los costos.

Posicionamiento en la punta de la herramienta: se obtiene la medición más directa de fuerza y torque, sin embargo, se requiere de sensores F/T de pequeñas dimensiones y fácil esterilización, que en la actualidad aún están en desarrollo y tienen un costo elevado. Requiere instrumentos especiales con los sensores incorporados por lo que su implementación es más costosa. A continuación se presentan algunos modelos matemáticos desarrollados para aplicaciones en *MIRS*.

4.1. Modelo de propagación de fuerzas en el interior del instrumento:

El modelo matemático que se presenta en el trabajo de Payandeh [49] representa el caso de un sistema general que involucra dispositivos de pinza o aguja.

Este modelo de propagación de fuerzas representa una pinza laparoscópica como un sistema que incorpora un mecanismo de cuatro barras con dos puntos fijos. A través del análisis matemático se plantea relaciones entre el desplazamiento lineal horizontal del mecanismo y su ángulo de apertura. Utilizando los parámetros cinemáticos del sistema se define la relación entre la fuerza aplicada por el cirujano y la fuerza que llega al mecanismo de cuatro barras. La fuerza que llega al mecanismo de cuatro barras se representa por la expresión:

$$F_h = \frac{F_p L_4}{L_3} \quad (1)$$

siendo F_h la fuerza que llega al mecanismo de cuatro barras, F_p la fuerza aplicada por el cirujano, L_3 y L_4 la longitud de las barras donde se aplica la fuerza F_p , siendo L_3 la barra menor longitud y L_4 la barra de mayor longitud, (Fig. 3).

Adicionalmente, el modelo presenta la relación entre la fuerza en la punta de la herramienta F_g como función de la fuerza F_p y el desplazamiento del mecanismo. Este modelo matemático está validado por el trabajo de Gupta [50], en el cual se compararon las fuerzas en la punta de la herramienta ejercidas en *MIS* y en cirugía convencional. En los resultados experimentales de este estudio se aprecia, al igual que en el trabajo de Payandeh [49], la no linealidad existente entre la F_p de entrada y la F_g ejercida sobre los órganos y tejidos.

4.2. Modelo de propagación de fuerzas en el exterior del instrumento:

La mayoría de los autores consideran el instrumento para procedimientos endoscópicos como una barra rígida que no se deforma ni se comprime y sobre la cual son despreciables los efectos como la fricción con el trócar y la fuerza de gravedad, sin embargo, Zemiti *et al.* [36] presentan un modelo matemático detallado para el caso del robot MC2E. Este modelo plantea unas ecuaciones dinámicas del instrumento que permiten medir la interacción de las fuerzas entre la punta de este y los

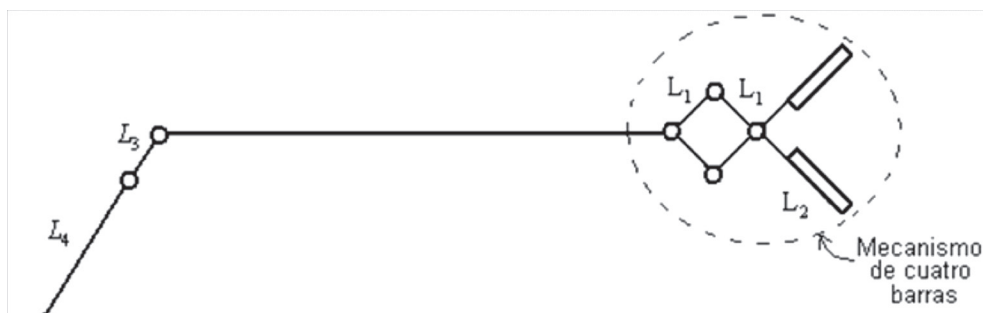


Fig. 3. Esquema de pinza para procedimientos endoscópicos donde se representan las distancias que forman el mecanismo.

tejidos, sin tener en cuenta la fricción con el trócar; esto, gracias a la configuración especial del robot MC2E.

Del análisis dinámico del instrumento se obtiene la expresión:

$$0 = w_{2 \rightarrow 1} + w_{3 \rightarrow 1} + w_{7 \rightarrow 1} + w_{g1} - w_{d1} \quad (2)$$

donde $w_{2 \rightarrow 1}$ es el torque aplicado por un actuador de desplazamiento sobre el instrumento, $w_{3 \rightarrow 1}$ representa el torque debido a la interacción entre el instrumento y la guía pasiva que se instala en el trócar modificado, incluye los efectos de la fricción debido al desplazamiento a lo largo del eje de penetración y los sellos en el trócar, $w_{7 \rightarrow 1}$ representa la fuerza que ejerce el órgano o tejido sobre el instrumento, w_{g1} es el torque aplicado sobre el instrumento debido a la fuerza de gravedad, y w_{d1} es el torque dinámico de la inercia del instrumento debido a su aceleración; $w_{1 \rightarrow 7}$ el torque que ejerce el instrumento sobre el órgano o tejido, es el de mayor interés ya que permitiría una interacción segura con los órganos, (Fig. 4).

Del análisis dinámico del actuador de inserción se obtiene:

$$0 = w_{1 \rightarrow 2} + w_{3 \rightarrow 2} + w_{g2} - w_{d2} \quad (3)$$

donde se tienen en cuenta los torques que se aplican sobre el actuador de inserción del instrumento, siendo $w_{1 \rightarrow 2}$ el torque ejercido por el instrumento sobre el actuador de traslación, $w_{3 \rightarrow 2}$ el torque ejercido por la guía pasiva sobre el actuador, w_{g2} el torque aplicado por la fuerza de gravedad sobre el actuador y w_{d2} el torque ejercido por la inercia del actuador.

Del análisis dinámico de la guía pasiva se obtiene:

$$0 = w_{2 \rightarrow 3} + w_{1 \rightarrow 3} + w_{4 \rightarrow 3} + w_{g3} - w_{d3} \quad (4)$$

donde se plantean los torques que actúan sobre la guía pasiva, siendo $w_{2 \rightarrow 3}$ el torque ejercido por el actuador de traslación sobre la guía pasiva, $w_{1 \rightarrow 3}$ el torque producido por la interacción entre el instrumento laparoscópico y la guía pasiva, $w_{4 \rightarrow 3}$ es el torque que ejerce el sensor F/T sobre la guía pasiva, siendo esta la magnitud que capta el sensor para enviar al sistema de control.

Considerando (2), (3) y (4) se obtiene:

$$w_{1 \rightarrow 7} = w_{4 \rightarrow 3} + w_g - w_d \quad (5)$$

donde se tiene que $w_{1 \rightarrow 7}$ torque que ejerce el instrumento sobre el órgano, es una función de $w_{4 \rightarrow 3}$ que es el torque que capta el sensor; $w_g = w_{g1} + w_{g2} + w_{g3}$, que es la suma de los torques debidos a la gravedad; y $w_d = w_{d1} + w_{d2} + w_{d3}$, que es la suma de los torques debidos a la aceleración. Si se tiene en cuenta que las velocidades y aceleraciones en la MIRS son muy pequeñas, se puede suponer que $w_d \approx 0$; por lo que es posible deducir la fuerza ejercida sobre el órgano o tejido a partir de la magnitud medida por el sensor F/T y por medio de un algoritmo que compense el efecto de la gravedad.

Este modelo matemático está validado por el trabajo de Zemiti *et al* [36]., en el cual se incluyó dicho modelo en el algoritmo de control de fuerza del robot MC2E para realizar pruebas *in vitro* y pruebas *in vivo* garantizando una fuerza de contacto máxima para no dañar el tejido.

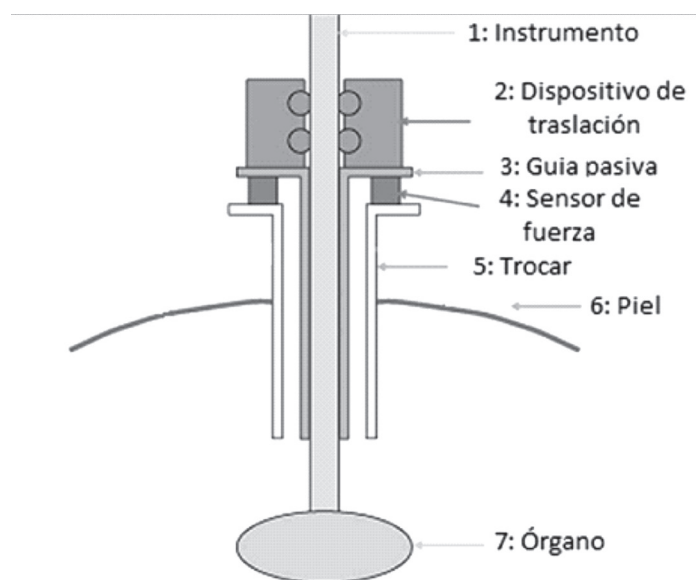


Fig. 4. Esquema del modelo de propagación de fuerzas entre el órgano y el instrumento. (Tomada y modificada de [36]).

V. CONCLUSIÓN

La cirugía mínimamente invasiva hace una transición entre la cirugía abierta convencional y la cirugía robótica, ya que presenta ventajas funcionales y estéticas para el paciente respecto a la cirugía abierta, pero a la vez genera inconvenientes para el cirujano que llegan a ser solucionados con la cirugía robótica. La cirugía robótica brinda, por tanto, mejores perspectivas para el adecuado desempeño del acto quirúrgico. Así, poco a poco los centros hospitalarios hacen transferencia de estas tecnologías, realizándose procedimientos quirúrgicos con asistencia robótica bajo la modalidad de telecirugía.

Las investigaciones tendientes a incluir la percepción de fuerza y tacto por parte del cirujano en procedimientos de cirugía robótica son en la actualidad un campo abierto de investigación. Los desarrollos en esta área darán en un futuro la posibilidad al cirujano de percibir la sensación de interacción entre el instrumental quirúrgico y los tejidos, como si tuviera contacto directo con ellos. Algunos trabajos experimentales en el ámbito mundial plantean el uso de diferentes tipos de sensores y algoritmos de control para incluir la realimentación de fuerza en este tipo de sistemas, entre los que se propone la ubicación de sensores en diferentes zonas del instrumental quirúrgico.

REFERENCIAS

- [1]. Wagner C.R.,Howe R.D. Force Feedback Benefit Depends on Experience in Multiple Degree of Freedom Robotic Surgery Task. *IEEE Transactions on Robotics*, 23(6), 1235-1240, 2007.
- [2]. Ponsky T.A.,Ponsky J.L. Advances in Minimally Invasive Surgery. *Gastroenterology*, 136(4), 1171-1173, 2009.
- [3]. Hanly E.J.,Talamini M.A. Robotic abdominal surgery. *The American Journal of Surgery*, 188(Supplement 1), 19-26, 2004.
- [4]. Glasgow R.E.,Adamson K.A.,Mulvihill S.J. The benefits of a dedicated minimally invasive surgery program to academic general surgery practice. *Journal of Gastrointestinal Surgery*, 8(7), 869-873, 2004.
- [5]. Fogel H.S.M. Cirugía robótica en México.Los sistemas inteligentes, perspectivas actuales y a futuro en el ámbito mundial. *Revista Mexicana de Cirugía Endoscópica*, 4(1), 45-50, 2003
- [6]. Preusche C.,Ortmaier T.,Hirzinger G. Teleoperation concepts in minimal invasive surgery. *Control Engineering Practice*, 10(11), 1245-1250, 2002.
- [7]. Drasin T.,Dutson E.,Gracia C. Use of a robotic system as surgical first assistant in advanced laparoscopic surgery. *Journal of the American College of Surgeons*, 199(3), 368-373, 2004.
- [8]. Bodner J.,Wykypiel H.,Wetscher G.,Schmid T. First experiences with the da Vinci(TM) operating robot in thoracic surgery. *European Journal of Cardio-Thoracic Surgery*, 25(5), 844-851, 2004.
- [9]. Berman M.,Stamler A.,Vidne B.A.,Saute M. Computer-enhanced thoracoscopic thymectomy with the Zeus telemanipulation surgical system. *Interactive Cardiovascular and Thoracic Surgery*, 2(3), 262-264, 2003.
- [10]. Argenziano M.,Oz M.C.,Kohmoto T.,Morgan J.,Dimitui J.,Mongero L.,Beck J.,Smith C.R. Totally Endoscopic Atrial Septal Defect Repair With Robotic Assistance. *Circulation*, 108(90101), II-191-194, 2003.
- [11]. Degueldre M.,Vandromme J.,Huong P.T.,Cadiere G.B. Robotically assisted laparoscopic microsurgical tubal reanastomosis: a feasibility study. *Fertility and Sterility*, 74(5), 1020-1023, 2000.
- [12]. Mosso-Vázquez J.L.,Minor-Martínez A.,Lara-Vaca V.,García-Palacios R.,Pineda C.N. Histerectomía vaginal video asistida a través de un brazo robótico. Reporte de un caso. *Cirugía y Cirujanos*, 70(2), 105-108, 2002
- [13]. Gettman M.T.,Blute M.L.,Peschel R.,Bartsch G. Current Status of Robotics in Urologic Laparoscopy. *European Urology*, 43(2), 106-112, 2003.
- [14]. Obando M.,Liem L.,Madauss W.,Morita M.,Robinson B. Robotic surgery in pituitary tumors. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 15(2), 147-149, 2004.
- [15]. Stevens L.M. Laparoscopy. *The Journal of American Medical Association (JAMA)*, 287(3), 402, 2002.
- [16]. Feller R.L.,Lau C.K.L.,Wagner C.R.,Perrin D.P.,Howe R.D. The effect of force feedback on remote palpation. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, 2004.
- [17]. Peirs J.,Clijnen J.,Reynaerts D.,Brussel H.V.,Herijgers P.,Corteville B.,Boone S. A micro optical force sensor for force feedback during minimally invasive robotic surgery. *Sensors and Actuators A: Physical*, 115(2-3), 447-455, 2004.
- [18]. Kitagawa M.,Dokko D.,Okamura A.M.,Yuh D.D. Effect of sensory substitution on suture-manipulation forces for robotic surgical systems. *Journal of Thoracic and Cardiovascular Surgery*, 129(1), 151-158, 2005.
- [19]. Gasparetto A.,Vidoni R.,Zanotto V. DFORCE: Delayed Force ReferenCE control for master-slave robotic systems. *Mechatronics*, 19(5), 639-646, 2009.
- [20]. Bicchi A.,Canepa G.,Rossi D.D.,Iaconit P.,Scil E.P. A Sensorized Minimally Invasive Surgery Tool for Detecting Tissutal Elastic Properties. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*, Minneapolis, Minnesota 1996.
- [21]. Suzuki S.,Suzuki N.,Hashizume M.,Kakeji Y.,Konishi K.,Hattori A.,Hayashibe M. Tele-training simulation for the surgical robot system "da Vinci". *International Congress Series*, 1268, 86-91, 2004.
- [22]. ATI. *ATI Industrial Automation. Robotic End Effectors and Automation Tooling*. Apex, NC, USA Consultado el 10 de Febrero de 2007 en: <http://www.ati-ia.com>.
- [23]. Ramming J. JR3 Inc. . Davis, USA Consultado el 15 de Abril de 2009 en: <http://www.jr3.com/index.html>.
- [24]. Taylor R.H.,Taylor R.H.,Stoianovici D. Medical robotics in computer-integrated surgery. *IEEE Transactions on Robotics and Automation*, 19(5), 765-781, 2003.
- [25]. Camarillo D.B.,Krummel T.M.,Salisbury J.,J.Kenneth. Robotic technology in surgery: Past, present, and future. *The American Journal of Surgery*, 188(Supplement 1), 2-15, 2004.
- [26]. Hanly E.J.,Marohn M.R.,Bachman S.L.,Talamini M.A.,Hacker S.O.,Howard R.S.,Schenkman N.S. Multiservice laparoscopic surgical training using the daVinci surgical system. *The American Journal of Surgery*, 187(2), 309-315, 2004.

- [27]. Dupeyrat A.C.,Ballantyne G.H. Sistemas quirúrgicos robóticos y telerobóticos para cirugía abdominal. *Revista Gastroenterología Perú*, 23, 58-66, 2003.
- [28]. Marohn C.M.R.,Hanly C.E.J. Twenty-first century surgery using twenty-first century technology: Surgical robotics. *Current Surgery*, 61(5), 466-473, 2004.
- [29]. Rosen J. ,Hannaford B. ,MacFarlane M.P.,Sinanan M.N. Force Controlled and Teleoperated Endoscopic Grasper for Minimally Invasive Surgery—Experimental Performance Evaluation. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 46(10), 1212-1221, 1999.
- [30]. *Sensable Technologies*. Consultado el 15 de Abril de 2008 en: <http://www.sensable.com/products-haptic-devices.htm>.
- [31]. Kennedy C.W. ,Hu T.,P.Desai J. Combining Haptic and Visual Servoing for Cardiothoracic Surgery. *Proceedings of IEEE International Conference on Robotics & Automation* Washington, DC, 2002.
- [32]. Tavakoli M. ,Patel R.V.,M.Moallem. A Force Reflective Master-Slave System for Minimally Invasive Surgery. *Proceedings of IEEE/RSI Conference on Intelligent Robots and Systems* Las Vegas, Nevada 2003.
- [33]. Seibold U. ,Kuebler B. ,Weiss H. ,Ortmaier T.,Hirzinger G. Sensorized and Actuated Instruments for Minimally Invasive Robotic Surgery. *EuroHaptics 2004*, Munich Germany, 2004.
- [34]. Östring M. ,Gunnarsson S.,Norrlöf M. Closed-loop identification of an industrial robot containing flexibilities. *Control Engineering Practice*, 11(3), 291-300, 2003.
- [35]. Tholey G. ,Pillarisetti A.,Desai F.P. On site three dimensional force sensing capability in a laparoscopic grasper. *Industrial Robot: An International Journal*, 6, 509-518, 2004.
- [36]. Zemiti N. ,Morel G. ,Ortmaier T.,Bonnet N. Mechatronic Design of a New Robot for Force Control in Minimally Invasive Surgery. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 12(2), 143-153, 2007.
- [37]. Deml B. ,Ortmaier T.,Seibold U. The Touch and Feel in Minimally Invasive Surgery. *HAVE 2005 – IEEE International Workshop on Haptic Audio Visual Environments and their Applications* Ottawa, Ontario, Canada., 33-38, 2005.
- [38]. Dargahi J.,Najarian S. A supported membrane type sensor for medical tactile mapping *Sensor Review* 24(3), 284 - 297 2004.
- [39]. Pérez V. ,Kostka P. ,Kandora A.,Gutiérrez L. Verification of Forward Kinematics and Trajectories for the Robin Heart Master Tool. *International BioMed-Tech Silesia* 2007.
- [40]. Pérez V. ,Medina C. ,Gutiérrez L.B. ,Bustamante J. ,Nawrat Z.,Kostka P. Simulation of the master-slave system Robin Heart: kinematic análisis, dynamic analysis and bilateral control diagrams *Medical robots 2007* Zabrze, Poland, 2007.
- [41]. Nawrat Z.,Kostka P. Polish cardio-robot “Robin Heart”. System description and technical evaluation *The international Journal of medical robotics and computer assisted surgery*, 2, 36-44, 2006.
- [42]. Nawrat Z. ,Kostka P.,Malota Z. Robin Heart Expert - Advisory system and data base integrated with polish cardiac surgery robot. *Minim.Invasiv.Ther.Allied Technol.*, 14(4-5), 295, 2005.
- [43]. Tejszerska D., *Analiza kinematyczno-dynamiczna ramienia robota kardiocirurgicznego Robin Heart*, in *Zakład Mechaniki Ogólnej Biomechaniki, Wydział Mechaniczny Technologiczny*. 2006, Politechnika śląska w Gliwicach: Gliwice. p. 70.
- [44]. Podsedkowski L. Robin Heart 0,1, and 3 - mechanical construction development. *Bulletin of the polish academy of sciences*, 53(1), 79-85, 2005.
- [45]. Pérez V.Z. ,Gutiérrez L.B.,Kandora A. Modeling of the master in the bilateral control of the Robin Heart teleoperation system. *Robotics 2006* Zabrze, Poland, 2007.
- [46]. Pérez V. ,Bustamante J. ,Betancur M. ,Espinosa J.,Nawrat Z. Desarrollo de un modelo generalizado para realimentación de fuerza y torque en cirugía cardiotorácica mínimamente invasiva robótica: determinación de condiciones y restricciones. *Revista Colombiana de Cardiología*, 2011 (En imprenta).
- [47]. Pérez V. ,Bustamante J. ,Betancur M. ,Espinosa J.,Nawrat Z. Desarrollo de un modelo generalizado para realimentación de fuerza y torque en cirugía cardiotorácica mínimamente invasiva robótica: determinación de condiciones y restricciones. *Congreso Colombiano de Cardiología*, Cartagena, Colombia, 2010.
- [48]. Faraz A.,Payandeh S. Engineering approaches to mechanical and robotic design for minimally invasive surgeries, 2000. Vol, 183.
- [49]. Payandeh S. Force Propagation Models in Laparoscopic Tools and Trainers. *Proceedings - 19th International Conference - IEEE/EMBS, Chicago, IL. USA, 1997*.
- [50]. Gupta V. ,Gupta V. ,Reddy N.P.,Batur P. Forces in surgical tools: comparison between laparoscopic and surgical forceps. *Engineering in Medicine and Biology Society, 1996. Bridging Disciplines for Biomedicine. Proceedings of the 18th Annual International Conference of the IEEE, 1996*.